

PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA



VNIVERSITATIS VALÈNCIA

Trabajo presentado por:

Patricia Gómez Barbero

Para optar al grado de Doctora en Medicina
Facultad de Medicina y Odontología
Programa de Doctorado 3139 Medicina

Directores:

Dr. Daniel Montaner Alonso
Dr. José Luis Rodrigo Pérez

València, febrero de 2020

D. DANIEL MONTANER ALONSO, Doctor en Medicina y Cirugía, Jefe Clínico de Cirugía Ortopédica y Traumatología en el Hospital Universitario Doctor Peset de València y Profesor asociado del departamento de Cirugía en la Facultad de Medicina (Universitat de València).

D. JOSÉ LUIS RODRIGO PÉREZ, Doctor en Medicina y Cirugía, Jefe de Servicio en Cirugía Ortopédica y Traumatología en el Hospital Universitario Doctor Peset de València y profesor asociado del departamento de Cirugía en la Facultad de Medicina (Universitat de València).

CERTIFICAN:

Que la presente tesis doctoral titulada **PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA** ha sido realizada por Dña. PATRICIA GÓMEZ BARBERO bajo nuestra dirección y reúne los requisitos científicos y formales para la obtención del título de Doctora en Medicina por la Universitat de València.

Para que así conste a los efectos legales oportunos, se presenta esta tesis doctoral y se extiende la presente certificación en València a 18 de febrero de 2020.



Dr. Daniel Montaner Alonso



Dr. José Luis Rodrigo Pérez

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo es fruto de mucho esfuerzo y tiempo invertido del que me siento especialmente orgullosa. Sin embargo, el mérito no me pertenece por completo, dado que muchas personas han estado implicadas en este proyecto, sin las cuales nunca se habría realizado. Unas líneas no pueden compensar el apoyo recibido, pero sirven para mostrar la gratitud que les profeso, pues quien tiene mucho que agradecer debe sentirse muy afortunado.

A mis directores de tesis, Daniel Montaner Alonso y José Luis Rodrigo Pérez, por su dedicación y esfuerzo en la realización de este trabajo. Gracias por vuestra ilusión infatigable y por robarle horas al día para ayudarme desde los primeros a los últimos pasos del trabajo.

A mis padres, Carlos y Teresa, por darme las alas para volar pero siendo la red de seguridad, por ser los hombros en los que apoyarme en los momentos difíciles y por ser quienes más se alegran de mis éxitos. A mis abuelos, principalmente a mi abuela Teresa, por trasmitirme su espíritu de trabajo y sacrificio. A mis tíos y primos, por ser pilares esenciales en mi vida. A mi hermano Carlos, por confiar siempre en mí, espero seguir compartiendo sueños y celebrando logros contigo.

A mis amigos y compañeros del Hospital Universitario Doctor Peset, que me han comprendido y ayudado para poder realizar este trabajo sin dejar mi labor asistencial. A María Vega y al Dr. Francisco Martínez Soriano por su apoyo desinteresado en el proyecto. A mi amiga Tania por ser la ilustradora de mis ilusiones.

Y especialmente a Pau, por estar a mi lado formando parte de este gran sueño. Por compartir mi ilusión, entenderme y apoyarme siempre. Por ser el mejor compañero con quien disfrutar la recompensa. Gracias por TODO.



*"Debemos darle la bienvenida al futuro, recordando
que pronto será el pasado; y debemos respetar el
pasado, recordando que una vez fue todo lo que era
humanamente posible"*

George Santayana

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO	2
1.1.1. ¿CÓMO NACE EL PROYECTO?	2
1.2. ANATOMÍA DESCRIPTIVA DEL CARPO	5
1.2.1. HUESO ESCAFOIDES	5
1.2.2. LIGAMENTOS DEL CARPO	11
1.2.3. MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO	19
1.2.3.1. <i>Músculos flexores</i>	20
1.2.3.2. <i>Músculos extensores</i>	22
1.3. BIOMECÁNICA DEL CARPO	24
1.3.1. EVOLUCIÓN DE LOS ESTUDIOS BIOMECÁNICOS	24
1.3.2. CINEMÁTICA DEL CARPO	26
1.3.2.1. <i>Comportamiento cinemático de los huesos del carpo</i>	26
1.3.3. CINÉTICA DEL CARPO	29
1.3.3.1. <i>Posición de los huesos del carpo al aplicar fuerzas</i>	30
1.3.4. PROPIOCEPCIÓN Y CONTROL NEUROMUSCULAR DEL CARPO	32
1.4. ESTADO ACTUAL DE LAS TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE LA PATOLOGÍA ESCAFOIDEA	34
1.4.1. CIRUGÍA PRIMARIA DE LA FRACTURA DE ESCAFOIDES	34
1.4.2. CIRUGÍA DE RESCATE: PSEUDOARTROSIS	36
1.4.2.1. <i>Concepto de pseudoartrosis de escafoides</i>	36
1.4.2.2. <i>Tratamiento no quirúrgico de la pseudoartrosis de escafoides</i>	37
1.4.2.3. <i>Tratamiento quirúrgico de la pseudoartrosis de escafoides</i>	37
1.4.3. TRATAMIENTO DE LA MUÑECA SNAC	40
1.5. HISTORIA DE LAS PRÓTESIS CARPALES	44
1.5.1. EVOLUCIÓN DE LAS PRÓTESIS DE ESCAFOIDES	44
1.5.2. OTROS IMPLANTES CARPALES	49
1.5.3. MATERIALES UTILIZADOS	50
2. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	55
2.1. HIPÓTESIS	57
2.2. OBJETIVOS	57
3. MATERIAL Y MÉTODOS	59
3.1. MATERIAL Y MÉTODOS OBJETIVO PRINCIPAL: DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA	60
3.1.1. MUESTRA	60
3.1.2. MEDICIÓN MACROSCÓPICA DE LOS ESCAFOIDES	62

3.1.3. MEDICIÓN RADIOLÓGICA DE LOS ESCAFOIDES	63
3.1.4. DESARROLLO DEL IMPLANTE	64
3.2. MATERIAL Y MÉTODOS OBJETIVO SECUNDARIO: FASE EXPERIMENTAL	72
3.2.1. MUESTRA	72
3.2.2. PREPARACIÓN DE LAS PIEZAS ANATÓMICAS	73
3.2.3. MONTAJE DE LAS PIEZAS Y SISTEMA DE MEDIDA	77
3.2.3.1. <i>Montaje del sistema de sujeción</i>	77
3.2.3.2. <i>Sistema de medida</i>	78
3.2.4. PROTOCOLO DE MEDIDA Y CÁLCULO CINEMÁTICO	82
3.2.4.1. <i>Protocolo de medida</i>	82
3.2.4.2. <i>Cálculo cinemático</i>	84
3.2.5. INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA: PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA	86
3.2.6. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS: ANÁLISIS ESTADÍSTICO	90
4. RESULTADOS	93
4.1. DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA	94
4.1.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE LA MUESTRA DE ESCAFOIDES	94
4.1.2. COMPARATIVA ENTRE LA MEDICIÓN MACROSCÓPICA Y DIGITAL	97
4.2. RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL	100
4.2.1. DATOS DE LA MUESTRA	100
4.2.2. ANÁLISIS DEL RANGO DE MOVIMIENTO	100
4.2.2.1. <i>Movimiento de flexo-extensión</i>	101
4.2.2.2. <i>Movimiento de desviación radio-cubital</i>	102
4.2.2.3. <i>Movimiento de lanzar dardos</i>	104
4.2.3. ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y DIFERENCIA DE RANGO DE MOVIMIENTO DE LOS HUESOS ANALIZADOS	108
4.2.3.1. <i>Hueso grande</i>	110
4.2.3.2. <i>Hueso escafoides</i>	113
4.2.3.3. <i>Hueso semilunar</i>	116
4.2.4. DIFERENCIAS ENTRE EL MOVIMIENTO DEL ESCAFOIDES Y DEL SEMILUNAR	119
4.2.4.1. <i>Análisis descriptivo del rango de movimiento</i>	119
4.2.4.2. <i>Diferencias en el movimiento relativo hueso escafoides-semilunar entre sesiones</i>	123
4.2.5. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN FUERZA DESPLAZAMIENTO	128
4.2.5.1. <i>Movimiento de flexo-extensión</i>	129
4.2.5.2. <i>Movimiento de desviación cubito radial</i>	134

4.2.5.3. Movimiento de lanzamiento de dardos	138
5. DISCUSIÓN	145
5.1. DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA	155
5.1.1. ANTROPOMETRIA DEL ESCAFOIDES	155
5.1.2. COMPARATIVA ENTRE LA MEDICIÓN MACROSCÓPICA Y DIGITAL	158
5.1.3. DESARROLLO DEL IMPLANTE	161
5.1.3.1. Desarrollo del modelo protésico	161
5.1.3.2. Estabilización del implante	167
5.1.3.3. Material del implante	180
5.1.3.4. Mejoras del implante	182
5.2. FASE EXPERIMENTAL	184
5.2.1. DATOS DE LA MUESTRA	184
5.2.2. METODOLOGÍA DE LA FASE EXPERIMENTAL	185
5.2.3. ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y DIFERENCIA DE RANGO DE MOVIMIENTO DE LOS HUESOS ANALIZADOS	187
5.2.3.1. Hueso grande	187
5.2.3.2. Hueso escafoides	191
5.2.3.3. Hueso semilunar	194
5.2.4. DIFERENCIAS ENTRE EL MOVIMIENTO DEL ESCAFOIDES Y DEL SEMILUNAR	198
5.2.4.1. Análisis descriptivo del rango de movimiento	198
5.2.4.2. Diferencias en el movimiento relativo hueso escafoides-semilunar entre sesiones	201
5.2.5. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN FUERZA DESPLAZAMIENTO	206
5.2.5.1. Movimiento de flexo-extensión	206
5.2.5.2. Movimiento de desviación cubito radial	209
5.2.5.3. Movimiento de lanzamiento de dardos	211
6. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	215
7. CONCLUSIONES	219
8. BIBLIOGRAFÍA	221
9. ANEXOS	237

ABREVIATURAS

1.2 ICSRA Arteria 1.2 suprarretinacular intercompartimental

3D 3 dimensiones

3LT Tenodesis de 3 ligamentos

APSI Implant adaptatif du scaphoïde proximal

APL Abductor pollicis longus

APB Abductor pollicis brevis

DC Desviación cubital

DISI Dorsal intercalated segment instability

DR Desviación radial

DT Desviación típica

DTM Dart Throwing Motion-Movimiento de lanzar dardos

E Extensión

ECR Extensor carpi radialis

ECRB Extensor carpi radialis brevis

ECRL Extensor carpi radialis longus

ECU Extensor carpi ulnaris

F Flexión

FCR Flexor carpi radialis

FCU Flexor carpi ulnaris

GPa GigaPascales

Hz Hercio

IBV Instituto de Biomecánica de Valencia

IC Intervalo de confianza

L Large

M Media

Max Valor máximo

Min Valor mínimo

MPa MegaPascales

N Muestra

N Newtons

NIP Nervio Interóseo Posterior

PL Palmaris longus

RM Resonancia magnética

S Small

SLAC Scapho-lunate Advanced Collapse

SMAC Scaphoid Malunion Advanced Collapse

SNAC Scaphoid Nonunion Advanced Collapse

STT Escafo-trapecio-trapezoidea

TC Tomografía computerizada

VISI Volar Intercalated Segment instability

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Figura 1.	Dibujos del escafoides con sus superficies y carillas articulares en todos los planos del espacio	8
Figura 2.	Vascularización dorsal del escafoides dependiente de la arteria radial que penetra por los forámenes de la cresta y surco dorsal	10
Figura 3.	Visión palmar de los ligamentos radiocarpales palmares, cubitocarpales palmares, mediocarpales palmares e interóseos palmares	15
Figura 4.	Visión dorsal de los ligamentos radiocarpales dorsales, mediocarpales dorsales e interóseos proximales y distales dorsales	17
Figura 5.	Músculo flexor carpi radialis y flexor carpi ulnaris	21
Figura 6.	Músculo extensor carpi ulnaris, extensor carpi radialis longus y brevis y abductor pollicis longus ..	23
Figura 7.	Teorías del movimiento carpal	25
Figura 8.	Clasificación de Herbert y Fisher modificada por Krimmer	34
Figura 9.	Clasificación de la muñeca SNAC y sus estadios ..	40
Figura 10.	Foto tomada de dos escafoides de diferente lateralidad donde se puede apreciar la discrepancia de morfometría y morfología.	61
Figura 11.	Medición macroscópica de una pieza de escafoides con pie de rey	62
Figura 12.	Imagen de reconstrucción en 3D del escafoides desde diferentes planos	63
Figura 13.	Imágenes de la impresión en resina Grey de nuestra muestra de escafoides tras la reconstrucción 3D..	64
Figura 14.	Modelado original en 3D procedente del escaneo TC que debe ser reconstruido, limpiado y cerrado ...	66
Figura 15.	Evolución de la TC 3D hasta la creación de un sólido listo para su impresión en resina Grey	67
Figura 16.	Diferentes vistas del prototipo protésico	69
Figura 17.	Configuración del modelo de impresión con su andamiaje en la plataforma Preform	70

Figura 18.	Imagen de la prótesis posicionada en el carpo con su fijación distal mediante un tornillo canulado de rosca parcial y a nivel proximal mediante una plastia ligamentosa. Características detalladas del tornillo	71
Figura 19.	Visión dorsal y volar de los antebrazos para empezar a preparar una vez ha sido retirada la piel y el tejido celular subcutáneo	74
Figura 20.	Visión dorsal y volar del antebrazo donde se visualizan los principales tendones de tracción con las suturas tendinosas	75
Figura 21.	A: Fijación en quirófano del antebrazo sobre el soporte rígido B: Montaje en posición vertical sobre una mesa de trabajo	78
Figura 22.	Registro de movimiento con los marcadores (Kinescan-IBV®)	81
Figura 23.	Sistema de referencia anatómico utilizado en el estudio para describir los ejes de orientación	83
Figura 24.	Registro del movimiento escafoideo con los movimientos de desviación radio-cubital	85
Figura 25.	Ejemplo de la fuerza promedio aplicada en cada ciclo en los diferentes tendones	85
Figura 26.	A. Abordaje descrito por Berger y Bishop siguiendo el ligamento radio-piramidal dorsal (rojo), intercarpiano dorsal (azul) y borde dorsal del radio. En la imagen B se visualiza expuesta la primera hilera del carpo tras generar el colgajo capsular con base radial.	87
Figura 27.	Imagen del implante estabilizado distalmente al remanente de hueso escafoides y a nivel proximal al hueso semilunar	88
Figura 28.	Movimiento global de la muñeca durante la flexión	101
Figura 29.	Movimiento global de la muñeca durante la extensión	102
Figura 30.	Movimiento global de la muñeca durante la desviación radial	103

Figura 31.	Movimiento global de la muñeca durante la desviación cubital	103
Figura 32.	Movimiento global de la muñeca durante la flexión en el movimiento combinado de lanzar dardos ..	105
Figura 33.	Movimiento global de la muñeca durante la desviación cubital en el movimiento combinado de lanzar dardos	106
Figura 34.	Movimiento global de la muñeca durante la extensión en el movimiento combinado de lanzar dardos	107
Figura 35.	Movimiento global de la muñeca durante la desviación radial en el movimiento combinado de lanzar dardos	108
Figura 36.	Comparativa cinemática entre el hueso escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) para el movimiento de F-E	127
Figura 37.	Comparativa cinemática entre el hueso escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) para el movimiento de DR-DC	127
Figura 38.	Comparativa cinemática entre el hueso escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) para el movimiento de lanzamiento de dardos. En rojo la componente de flexo-extensión. En azul el componente de desviación radio-cubital	128
Figura 39.	Imagen de las inserciones ligamentosas en la cara dorsal y volar del escafoides distribuidas a lo largo del eje escafoideo	179

NOTA: Todas las ilustraciones son de diseño y elaboración propia, creadas por la autora para esta tesis doctoral.

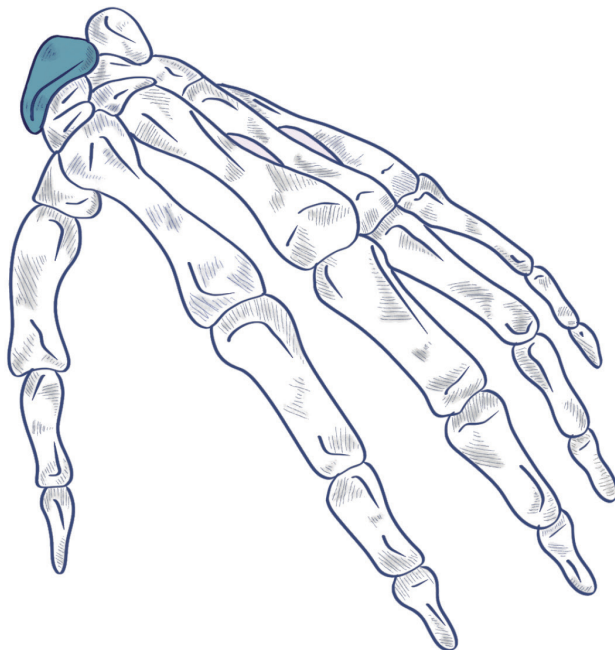
ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	Descripción de los grados de movimiento de la muñeca según Crisco	26
Tabla 2.	Sistemas de medición y transmisión de cargas ...	30
Tabla 3.	Tratamiento de las fracturas de escafoides	35
Tabla 4.	Zonas dadoras para el uso de injertos no vascularizados	38
Tabla 5.	Implantes carpales	50
Tabla 6.	Comparativa de las propiedades físicas de diferentes materiales	52
Tabla 7.	Datos descriptivos de las piezas anatómicas	61
Tabla 8.	Características del sistema Kinescan/IBV®	79
Tabla 9.	Características de las cámaras empleadas	79
Tabla 10.	Movimientos de la muñeca analizados durante la fase experimental	83
Tabla 11.	Datos descriptivos (sexo y lateralidad) de nuestra muestra de piezas escafoideas	94
Tabla 12.	Valores medios obtenidos con la medición macroscópica con calibrador	95
Tabla 13.	Valores medios obtenidos con la medición digital mediante TC 3D	96
Tabla 14.	Distribución de la medición macroscópica del escafoides	97
Tabla 15.	Distribución de la medición por TC 3D de escafoides	98
Tabla 16.	Resultados de la prueba T para muestras emparejadas	99
Tabla 17.	Test de Wilcoxon para muestras no emparejadas	99
Tabla 18.	Resultados descriptivos del hueso grande para los movimientos analizados	110
Tabla 19.	Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso grande.	112
Tabla 20.	Resultados descriptivos del hueso escafoides con los movimientos analizados	113

Tabla 21.	Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso escafoides	115
Tabla 22.	Resultados descriptivos del hueso semilunar con los movimientos analizados	116
Tabla 23.	Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso semilunar	118
Tabla 24.	P-valor del movimiento relativo de los 3 huesos ...	119
Tabla 25.	Resultados descriptivos del movimiento relativo entre el escafoides y el semilunar en la sesión PRE-implante	121
Tabla 26.	Resultados descriptivos del movimiento relativo entre el escafoides y el semilunar en la sesión POST-implante	122
Tabla 27.	Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST para el movimiento de flexo-extensión	124
Tabla 28.	Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST con el movimiento de desviación cubito-radial	125
Tabla 29.	Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST con el movimiento de lanzar dardos	126
Tabla 30.	Descripción de los tendones analizados	129
Tabla 31.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de flexión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón.	130
Tabla 32.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de flexión	132
Tabla 33.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de extensión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	132
Tabla 34.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de extensión	134

Tabla 35.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de desviación cubital. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	135
Tabla 36.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de desviación cubital	136
Tabla 37.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de desviación radial. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	137
Tabla 38.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de desviación radial	137
Tabla 39.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de flexión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	138
Tabla 40.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de flexión	140
Tabla 41.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de extensión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	140
Tabla 42.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de extensión	141
Tabla 43.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de desviación cubital. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	141
Tabla 44.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de desviación cubital	142

Tabla 45.	Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de desviación radial. Resultados de media y desviación típica para cada tendón	142
Tabla 46.	Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de desviación radial	143
Tabla 47.	Comparativa del resultado medio de longitud y grosor de la muestra según el sistema de medición empleado	159
Tabla 48.	Tamaño muestral y edad media de estudios experimentales similares que emplean antebrazos de cadáveres	184
Tabla 49.	Media y desviación típica para los movimientos analizados en la sesión PRE y POST. Resultados obtenidos para el movimiento relativo entre el hueso escafoides y el hueso semilunar	199
Tabla 50.	Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión 1 (PRE) y 2 (POST). Se muestra el movimiento dominante dentro de cada eje	205
Tabla 51.	Fuerza muscular generada al contraer voluntariamente los músculos frente a hacerlo eléctricamente	212



INTRODUCCIÓN



1.1. ANTECEDENTES Y JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO

1.1.1. ¿CÓMO NACE EL PROYECTO?

El escafoides representa la piedra angular de la biomecánica y de la estabilidad del carpo, tanto por su configuración anatómica como por su disposición espacial, al ser nexa entre ambas hileras. Entre el 60-80% de las fracturas de los huesos del carpo ocurren en él y es de suma importancia su diagnóstico precoz y tratamiento adecuado para evitar el riesgo de pseudoartrosis o no-unión¹. En Estados Unidos se producen aproximadamente unas 345.000 fracturas de escafoides al año, de ellas entre un 1.5% y un 3% evolucionarán hacia la pseudoartrosis a pesar de un tratamiento correcto². Este porcentaje de no-unión asciende en fracturas desplazadas y se incrementa hasta un 100% en caso de no diagnosticar la fractura o si se aplica un manejo inadecuado.

Hoy en día, los tratamientos más aceptados ante situaciones de no-unión recidivantes con artrosis son las cirugías paliativas o de salvamento como las carpectomías proximales o las artrodesis parciales o totales del carpo y/o de la muñeca. Ambas técnicas presentan buenos resultados en cuanto a control del dolor, pero llevan asociada en mayor o menor medida una alteración importante de la biomecánica del carpo. Esto supone una limitación funcional que se va a traducir en muchos casos en incapacidades laborales, pérdidas económicas sustanciales y frustración tanto de los pacientes como de los propios cirujanos.

Como bien dice Irisarri en su libro "Patología del escafoides carpiano", el tratamiento del escafoides continúa siendo un desafío para el cirujano ortopeda³. Principalmente, el problema está en aquellas fracturas de escafoides tratadas quirúrgicamente con injertos, vascularizados o no, que a pesar de ello continúan sin consolidar originando un proceso degenerativo en el resto de huesos. Generalmente, en estos casos clínicos nos encontramos con pacientes jóvenes y activos, con fracturas muy proximales de escafoides donde la vascularización es precaria y donde el resto de alternativas quirúrgicas, que más adelante veremos, han fracasado.

De este modo nos planteamos: ¿En cuántas ocasiones como cirujanos hemos fracasado al tratar las lesiones del escafoides?, ¿dónde está el límite en la indicación de una técnica de injerto vascularizado en una pseudoartrosis recalcitrante?, ¿en qué momento proponemos una cirugía paliativa?, ¿cuál es la edad ideal?... Deberíamos ser conscientes de la realidad de algunos de nuestros resultados y juzgar la necesidad de seguir realizando cirugías paliativas donde efectivamente controlamos el dolor pero sacrificando la función.

En la mayoría de articulaciones del cuerpo humano está establecido el uso de la artroplastia en casos de artrosis o necrosis ósea con el fin de recuperar la situación articular previa, controlando el dolor e intentando conservar el mayor rango articular. Sin embargo, a nivel de la articulación radio-escafoidea, la cirugía reconstructiva deja paso a la cirugía de salvamento. En estos casos, deberíamos tener una alternativa donde pudiéramos ofrecer al paciente muñecas más móviles, estables y sin dolor.

Es en este punto donde nace el trabajo: ¿No seríamos capaces de diseñar una prótesis anatómica de escafoides estabilizada en un material biocompatible que nos permitiera mantener la biomecánica carpal y controlar el dolor?.

Iniciamos de este modo el proyecto para el diseño y validación cinemática de una prótesis parcial de escafoides estabilizada.

1.2. ANATOMÍA DESCRIPTIVA DEL CARPO

La muñeca representa una compleja articulación desde el punto de vista anatómico y biomecánico. Formada por 8 huesos carpales, radio y cúbito distal, así como por más de 22 ligamentos, se ordena configurando pequeñas articulaciones interrelacionadas que permiten amplios rangos de movimiento de manera coordinada y la transmisión de fuerzas.

A lo largo de los siguientes apartados describiremos la anatomía ósea y la vascularización del escafoides, principal hueso objeto del estudio de la tesis. Para entender la importancia del mismo dentro de la cinética y cinemática del carpo, es importante conocer el papel de los principales ligamentos estabilizadores del escafoides y de los músculos que intervienen primordialmente en la prensión, ya que es el movimiento necesario para casi todas las actividades de la vida diaria.

1.2.1. HUESO ESCAFOIDES

Su nombre procede etimológicamente del griego "*scaphos*" o del latín "*navis*", que significa navío por su símil con el casco de un barco. Representa el segundo hueso más grande del carpo con aproximadamente 25 mm de largo y abarca gran parte de la articulación mediocarpiana y de la primera hilera. Es voluminoso, con una morfología tridimensional compleja, constituido por hueso esponjoso delimitado en su perímetro por hueso cortical y recubierto en más de un 80% de su totalidad por cartílago articular.

En su conformación encontramos cuatro superficies articulares (Figura 1). La primera es la faceta para el semilunar, con forma de media luna casi plana que se proyecta a medial y ligeramente a palmar. La faceta para el hueso grande es cóncava, larga y mira a medial y sutilmente a distal. La cara articular para el radio es convexa y se dispone en dirección proximal y lateral. La última faceta es la más distal y combina carillas articulares para el trapecio y el trapezoide. Según su morfología se clasifica esta última articulación en "tipo A" si la zona dorso-ulnar es ancha con un aspecto radio-palmar afilado; "tipo B" si el aspecto radio-palmar es redondeado; y "tipo C" si la zona dorso-ulnar es estrecha y el aspecto radio-palmar redondeado⁴. En algunos especímenes la cresta dorsal del escafoides marca el límite entre las dos carillas articulares del trapecio y trapezoide, siendo en los grado 1 no visible ni palpable, en los grado 2 no visible pero palpable y en los grado 3 visible y palpable^{4,5}.

Existen otras dos superficies óseas, dorsal y palmar, que no son articulares. La superficie dorsal, larga y delgada, descansa con la posición neutra de la muñeca transversal al eje longitudinal del brazo y paralela a la superficie distal del radio. En esta superficie dorsal encontramos dos prominencias:

- La cresta dorsal ubicada proximalmente marca el límite de la faceta radial. Esta cresta dorsal oblicua presenta una prominencia ósea en su terminación dorso-medial llamada *dorsal apex* o vértice dorsal y en el borde lateral una segunda prominencia llamada *lateral apex of the ridge* o vértice lateral⁵. Hay autores que hablan de una segunda cresta dorsal creada por la inserción del ligamento intercarpiano dorsal.

- El surco dorsal se sitúa distal a la cresta y se extiende lateralmente hacia la punta del tubérculo por donde desfila el *flexor carpi radialis* (FCR). Generalmente es único pero existen casos de escafoides con surcos dobles. Ceri realiza un estudio morfológico en 200 escafoides de cadáveres humanos observando que el surco dorsal está ausente en un 25% de los especímenes analizados pudiendo incrementar el riesgo de una fractura de escafoides o de una inestabilidad del carpo⁶.

La superficie palmar del escafoides es a nivel proximal plana. Distalmente encontramos el tubérculo del escafoides que mira hacia palmar y radial. El tubérculo constituye la porción del escafoides que más varía en cuanto a talla, con límites muy imprecisos. Presenta una altura correlacionada con la circunferencia de su base, y su morfología con forma cónica o piramidal guarda relación con la fuerza ejercida por las inserciones del retináculo flexor y algunas fibras del músculo *Abductor pollicis brevis* (APB). Compson al examinar osteológicamente 50 piezas escafoideas encontró un pleomorfismo en función del desarrollo de los polos que le permitía clasificar en 3 tipos morfológicos: igual desarrollo, subdesarrollo del polo proximal o del polo distal⁵.

Por último, diferenciamos una cintura central o istmo en la unión del tercio distal y medio que es cruzada por el eje longitudinal del escafoides. Todas estas porciones no articulares se encuentran desprovistas de cartílago y en ellas se insertan las estructuras capsulo-ligamentosas.

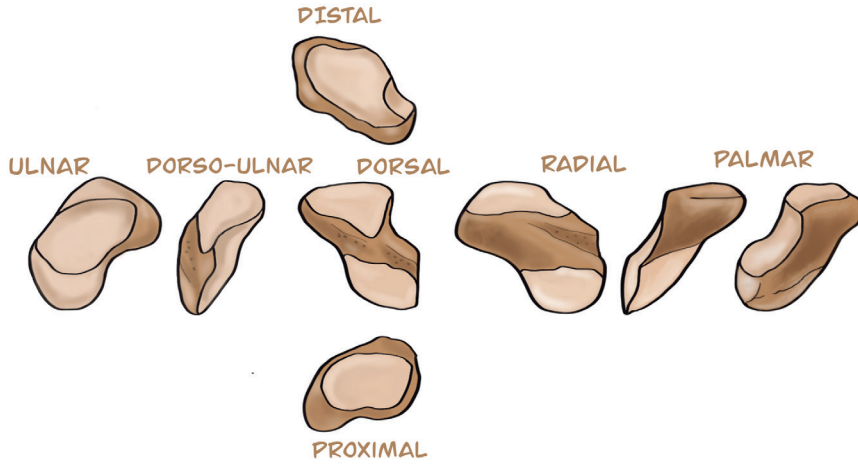


Figura 1. Dibujos del escafoides con sus superficies y carillas articulares en todos los planos del espacio.

Morfométricamente, la longitud del escafoides viene definida por la distancia que hay entre el punto más prominente de la superficie articular proximal y el tubérculo. La anchura o grosor del escafoides se calcula generalmente en 3 zonas: a nivel distal, en la cintura y a nivel proximal.

Anatómica y funcionalmente el escafoides actúa como elemento de unión entre ambas hileras del carpo. Su polo próximo se interpone entre el radio y el hueso grande de tal forma que sirve de vehículo para la transmisión del 32 al 50% de las cargas que atraviesan la muñeca. A este nivel su estabilidad viene dada por el ligamento escafolunar. El papel del ligamento radio-escafo-lunar o de Testut-Kuentz ha sido muy discutido, pues para Taleisnik tiene un importante papel estabilizador, mientras que otros autores, como Berger y Irisarri, creen que es una estructura portadora de elementos vasculares y nerviosos sin resistencia mecánica^{7,8}.

En el plano sagital, el eje distal del escafoides se encuentra flexionado a palmar respecto a su zona proximal entre $31.9^{\circ} \pm 5.3^{\circ}$, y ante una fractura no consolidada la flexión aumenta⁹. Hay otros autores que orientan su eje mayor a palmar con una flexión volar de 45° en el plano sagital¹⁰⁻¹². En el plano coronal, el polo distal del escafoides presenta una desviación a radial de $40.4^{\circ} \pm 2.9^{\circ}$.

Respecto a su vascularización, el escafoides posee dos fuentes principales que acceden a través de los forámenes de la cara dorsal y anterolateral palmar, en relación directa con sus inserciones ligamentosas y capsulares de las zonas no cubiertas por cartílago.

La vascularización dorsal depende de la arteria dorsal del escafoides rama de la arteria radial profunda (Figura 2). Estos troncos vasculares penetran por los forámenes de la cresta y del surco dorsal dando el 80% de la irrigación del escafoides, principalmente para el cuerpo y el polo proximal, pero también a la porción distal en el 66% de los casos¹³. Sin embargo, se han encontrado variaciones en los diferentes patrones de vascularización dorsal: en un 70% los vasos son ramas directas de la arteria radial, en un 23% la rama dorsal tiene su origen de la anastomosis con la intercarpiana dorsal y en un 7% la vascularización viene de vasos de la radial y de la arteria intercarpiana¹⁴.

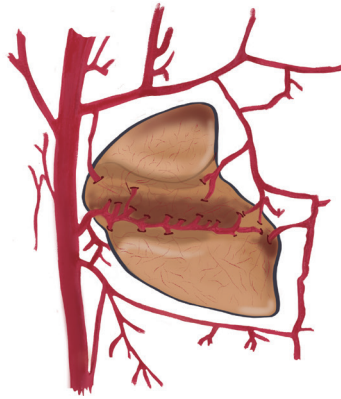


Figura 2. Vascularización dorsal del escafoides dependiente de la arteria radial que penetra por los forámenes de la cresta y surco dorsal.

La vascularización palmar depende de vasos cortos que en la mayoría de investigaciones emergen de la arteria radial a nivel de la articulación radio-escafoidea o de la arteria radial superficial y forma el grupo vascular anterolateral con ramas escafoideas palmares que penetran por el tubérculo distal junto con la inserción del ligamento colateral del carpo dando del 20 al 30% de la vascularización del hueso, toda localizada en el polo distal¹⁵. Hay que tener en cuenta que no suelen constar anastomosis entre los vasos que irrigan el tubérculo y las ramas dorsales.

En relación a la vascularización del polo proximal existe controversia entre diferentes autores a pesar de todos los estudios realizados. Un grupo defiende la vascularización intraósea con ramas que se subdividen, mientras que otros muestran la existencia de vasos específicos que penetran a través del ligamento escafolunar y del ligamento radio-escafo-lunar. Sin embargo, todos destacan y coinciden en la escasa vascularización del polo

proximal en comparación con los dos tercios distales. Oblet y Halbstern demostraron que tras una fractura del tercio medio del escafoides el 40% de sus especímenes tenían una interrupción significativa del flujo sanguíneo, mientras que el 59% una interrupción parcial, sobre todo a nivel del polo proximal irrigado esencialmente mediante vascularización intraósea, aumentando el riesgo de pseudoartrosis o necrosis avascular¹⁶.

Es necesario conocer la vascularización a la hora de tratar la patología escafoidea y en caso de intervención al realizar un abordaje. Por ejemplo, con un abordaje volar disminuyen las posibilidades de producir una necrosis del polo proximal. Aún así, no existe un abordaje seguro para el escafoides, recomendando en el abordaje dorsal nunca realizar una disección distal a la cintura^{11,17}.

1.2.2. LIGAMENTOS DEL CARPO

La cápsula articular de la muñeca se encuentra reforzada dorsal y volarmente por ligamentos. Taleisnik, los clasificó en dos grupos: intrínsecos, con origen e inserción dentro del carpo y extrínsecos, si conectan los huesos del antebrazo con el carpo⁸. Los ligamentos extrínsecos son más elásticos y con mayor resistencia a la tracción, dentro de ellos los ligamentos volares son estructuras mucho más fuertes que los dorsales, y siempre, ante una lesión deben ser reparados o reconstruidos para proporcionar una buena estabilidad.

En la actualidad, la clasificación más utilizada es la de Berger¹⁸, quien además de proponer las clasificaciones clásicas según la localización (dorsal o palmar) o según su división (intrínsecos o extrínsecos), propone una clasificación donde su nomenclatura se basa en la localización de los ligamentos en el carpo y en las articulaciones que abarca, asumiendo que todo ligamento engloba como mínimo una articulación.

A continuación, describiremos solamente aquellos ligamentos, volares y dorsales, que juegan un papel fundamental en la estabilidad y cinemática del escafoides, considerando además que son de relevancia para el desarrollo de nuestro trabajo.

- Ligamento **radio-escafo-grande palmar** es uno de los 4 ligamentos volares radiocarpianos. Representa el ligamento más importante con un papel estabilizador ya que actúa como punto de apoyo para que el escafoides pivote durante los movimientos de la muñeca, evitando desplazamientos excesivos rotacionales ante una pronación del antebrazo, una desviación radial o cubital o ante movimientos de flexo-extensión¹⁵. Se origina desde la fosea escafoidea a nivel de la estiloides radial y pasa radial al escafoides y al grande, terminando con haces de fibras para la parte lateral de la cintura del escafoides, el borde proximal del tubérculo del escafoides y la superficie palmar del hueso grande. Sin embargo, Taleisnik cree que no llega a insertarse en el escafoides, sino que produce una fibrosis en sus zonas de contacto⁸. Tiene una longitud de 22 a 26 mm, una resistencia a la rotura de 150 Newtons (N) y sus fibras se interdigitan con ligamentos próximos, principalmente con el ligamento piramido-grande y con el escafo-grande palmar^{7,19}.

Esta interdigitación es conocida como el ligamento arqueado distal, ligamento deltoideo, ligamento palmar en V o ligamento oblicuo de Weibrecht, uno de los principales estabilizadores de la hilera distal (Figura 3).

- El **ligamento colateral radial o radio-escafoideo** es la estructura más radial del carpo, laxo con la posición neutra de la muñeca pero se tensa con la extensión y desviación radial mientras que con la desviación cubital adopta una dirección longitudinal. Originado en el tercio externo del radio se dirige oblicuamente hacia la tuberosidad del escafoides. Hay autores que lo describen como un ligamento mientras que otros lo definen como parte del ligamento radio-escafo-grande o como un engrosamiento capsular, pues parte de sus fibras llegan hasta el piso de la vaina del FCR, al retináculo flexor de la muñeca y al ligamento escafo-trapezoideo. Es un ligamento inconstante que aporta estabilidad al escafoides con un grosor que oscila entre los 0.7-0.8 mm¹⁵.

A nivel mediocarpal palmar destacamos el ligamento **escafo-trapecio-trapezoide palmar**. Tiene su origen en el tubérculo del escafoides y se divide en forma de "V" para insertarse en el trapecio y en el trapezoide creando un sistema casi fijo que permite muy poca movilidad. El fascículo cubital se sitúa radial al FCR para insertarse en la cresta del trapezoide. Mientras que el fascículo radial es más superficial y delgado que el cubital y va a insertarse al aspecto radial del trapecio. Ambos fascículos forman un plano paralelo a la articulación trapecio-trapezoide. Hay autores que hablan de un complejo ligamentoso escafo-trapezoidal formado por 4 componentes: el ligamento escafo-trapecio-trapezoide,

la cápsula dorsal y volar y las expansiones que forman parte del ligamento escafo-grande palmar⁴. Existe un aspecto dorsal de este ligamento que se abre en forma de abanico conectando la tuberosidad lateral del trapecio con fibras verticales y el aspecto dorsal del trapecioide mediante fibras oblicuas²⁰. Es muy resistente, soportando valores de 150 N antes de romperse y puede elongarse hasta un 275%²¹.

Se ha demostrado que junto con el intercarpiano dorsal, es el principal estabilizador de la hilera proximal²². Además, conjuntamente al ligamento radio-escafo-grande es un estabilizador secundario de la articulación escafo-semilunar, donde principalmente estabiliza el polo distal del escafoides en la flexión y desviación radial. En disociaciones estáticas escafo-semilunares postraumáticas se ha encontrado el fascículo palmar elongado, al ser el único ligamento que se mantiene como estabilizador del escafoides previniendo la flexión palmar^{15,23}. De hecho, ante una sección aislada del ligamento escafolunar en cadáveres nunca se produce una disociación escafo-semilunar, ya que el escafoides se mantiene en su fosea radial gracias a la integridad del ligamento escafo-trapecio-trapecioide. Solo en casos donde también se seccione el ligamento escafo-trapecio-trapecioide se produce la disociación al flexionarse el escafoides y por tanto desplazarse a la porción dorsal de la faceta radial^{22,24}. Por último, destacar que existe una correlación directa entre roturas del ligamento escafolunar y el desarrollo de lesiones en la articulación escafo-trapecio-trapecioide.

- El **ligamento escafo-grande palmar** va como su propio nombre indica desde el escafoides, cerca del tubérculo, hacia la mitad radial del hueso grande. Está considerado un importante estabilizador de la articulación mediocarpiana y lanza expansiones al ligamento escafo-trapecio-trapezoideo²¹.

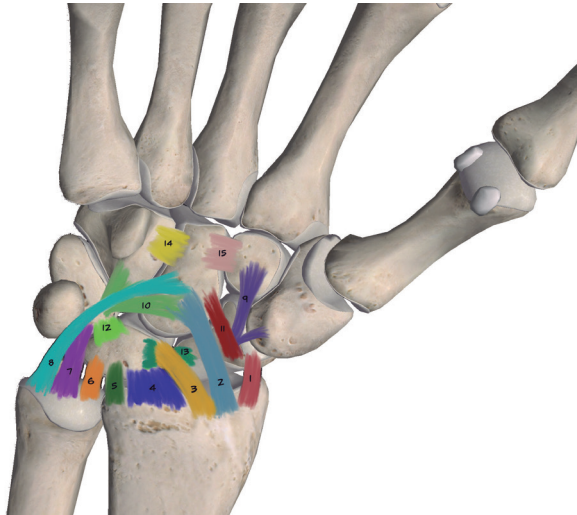


Figura 3. Visión palmar de los ligamentos radiocarpales palmares, cubitocarpales palmares, mediocarpales palmares e interóseos palmares:

1. Lig. Radio-escafoideo; 2. Lig. Radio-escafo-grande; 3. Lig. Radio-lunar largo; 4. Lig. Radio-escafo-semilunar; 5. Lig. Radio-lunar corto; 6. Lig. Cubito-semilunar; 7. Lig. Cubito-piramidal; 8. Lig. Cubito-grande; 9. Lig. Escafo-trapecio-trapezoideo; 10. Lig. Piramido-grande y piramido-ganchoso; 11. Lig. Escafo-grande palmar; 12. Lig. Luno-piramidal porción palmar; 13. Lig. Escafo-semilunar porción palmar; 14. Lig. Grande-ganchoso; 15. Lig. Grande-trapezoideo.

Históricamente, se piensa que los ligamentos radiocarpianos dorsales e intercarpianos dorsales son más débiles que el sistema volar (Figura 4)²⁵. Sin embargo, en estudios recientes se ha demostrado que la acción conjunta de estos ligamentos como una unidad funcional les otorga mayor estabilidad y capacidad móvil al carpo que si se tratara de un ligamento unifascicular^{25,26}.

- El **ligamento radio-carpiano dorsal o radio-piramidal** se origina en el borde dorso-cubital del radio y se dirige oblicuamente hacia el piramidal. Este ligamento es el responsable del mantenimiento del semilunar en aposición con el radio pero también funciona como estabilizador y pronador del carpo. Se ha estudiado que una disrupción del mismo lleva a una deformidad en Volar Intercalated Segment instability (VISI). Además, es el responsable de la mayoría de las fracturas-arrancamiento del piramidal pues tiene una resistencia a la rotura de 240 N⁷.

Existen dos ligamentos dorsales intercarpales o mediocarpales, aunque existen publicaciones que hablan de ellos como dos fascículos fácilmente diferenciables (Figura 4)¹⁵:

- El **ligamento escafo-piramidal dorsal** que va desde la cintura dorsal del escafoides a insertarse a la superficie dorsal del piramidal, dejando fibras en el semilunar.

- El **ligamento intercarpiano dorsal** que se origina en el dorso del hueso piramidal y se dirige a radial hasta insertarse en la superficie dorsal del trapecio, trapecoide y con una porción más gruesa al escafoides y al semilunar²⁷. Se considera un ligamento extracapsular que refuerza los ligamentos intrínsecos dorsales escafolunar y lunopiramidal creando un rodete dorsal estabilizador a modo de labrum carpiano para la cabeza del hueso grande²⁶. A nivel del piramidal converge con el ligamento radio-carpiano dorsal, para formar una "V" ligamentosa que proporciona estabilidad dorsal. Tiene una gran inervación y una resistencia a la rotura de 162.3 N⁷.

Tanto el ligamento radio-carpiano dorsal como el intercarpiano dorsal representan los elementos de referencia principales para la capsulotomía dorsal descrita por Berger y Bishop²⁸.

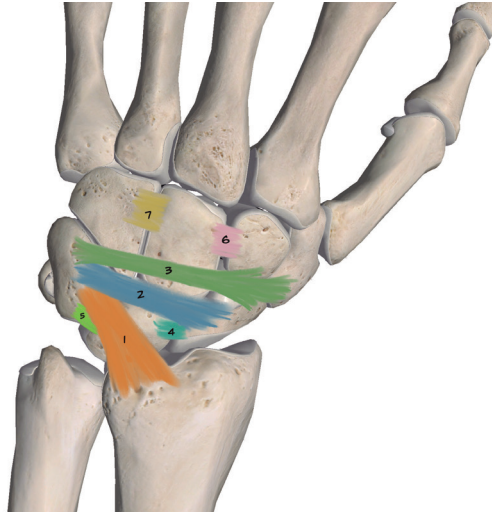


Figura 4. Visión dorsal de los ligamentos radiocarpales dorsales, mediocarpales dorsales e interóseos proximales y distales dorsales:

1. Lig. Radio-carpiano-dorsal; 2. Lig. Escafo-piramidal dorsal; 3. Lig. Intercarpiano dorsal; 4. Lig. Escafo-semilunar porción dorsal; 5. Lig. Luno-piramidal porción dorsal; 6. Lig. Grande-trapezoideo; 7. Lig. Grande-ganchoso.

Encontramos dos ligamentos interóseos en la primera hilera del carpo llamados escafolunar y lunopiramidal.

- El **ligamento interóseo escafolunar** tiene forma de C y esta formado por 3 porciones: un ligamento dorsal, uno palmar y una membrana fibrocartilaginosa proximal, que separa el espacio mediocarpiano del radiocarpiano. El ligamento está rodeado por sinovial, lo que explica su poca capacidad reparativa en caso de lesión. Dorsalmente el ligamento tiene forma trapezoidea y está formado por una densa y gruesa capa de fibras de colágeno que van orientadas de manera transversa desde el

asta dorsal del semilunar a la región dorsal del polo proximal del escafoides. Proximalmente se combina con la membrana de la zona dorsal y distalmente se une con el ligamento intercarpiano dorsal. Esta porción dorsal del ligamento mide 2-4 mm de espesor, 3-5 mm de longitud y 6 mm de ancho con una resistencia a la rotura de 260 N, considerándose la parte más fuerte y gruesa del ligamento²³. La porción proximal está compuesta por fibrocartílago con pocos haces de colágeno y ninguna terminación neurovascular. Esta porción tiene 1 mm de espesor, 4 mm de longitud, 11 mm de ancho siendo la parte más débil del ligamento con una resistencia a la rotura de 63 N. Por último, la porción volar está formada por fibras de colágeno más largas y delgadas, dispuestas oblicuamente para permitir una rotación sagital del escafoides respecto al semilunar. Tiene un espesor de 1-2 mm, una longitud de 3-5 mm, una anchura entre 4 y 7 mm con una resistencia total a la rotura de 118 N^{21,29,30}. El complejo escafo-lunar, junto con el ligamento intercarpiano dorsal y el radio-carpiano dorsal están altamente inervados con gran número de mecanorreceptores, por lo que además de una función mecánica, juegan un papel neurosensorial enviando información aferente de forma continuada³¹.

Este ligamento es el estabilizador principal de la articulación escafo-semilunar. Además, existen estabilizadores secundarios volares (ligamento escafo-trapecio-trapezoideo y radio-escafo-grande) y dorsales (ligamento intercarpiano dorsal y radio-piramidal). Por último, tendremos estabilizadores dinámicos como son los músculos supinadores que tienden a coaptar el espacio escafo-semilunar^{23,31,32}. Ante una rotura del ligamento escafolunar encontraremos una inestabilidad con flexión del

escafoides, subluxación dorsal del polo proximal del escafoides, extensión del semilunar, traslación dorsal del hueso grande, divergencia escafolunar y colapso carpiano³³⁻³⁶. El curso natural de una muñeca escafolunar completamente disociada es a la artrosis y colapso pues se altera la transmisión de las fuerzas.

1.2.3. MÚSCULOS DEL ANTEBRAZO

Los músculos del antebrazo encargados de mover la muñeca y que intervienen en el agarre de un objeto en posición neutra son el *extensor carpi radialis longus* (ECRL), *extensor carpi radialis brevis* (ECRB), *extensor carpi ulnaris* (ECU), *flexor carpi radialis* (FCR), *flexor carpi ulnaris* (FCU), *abductor pollicis longus* (APL) y el no siempre presente *palmaris longus* (PL)^{37,38}. Estos músculos actuarán como motores principales, pues su acción conjunta con la musculatura intrínseca de la mano y con los tendones de los músculos flexores y extensores de los dedos permite el movimiento del carpo.

Ninguno de los músculos que nombramos tienen inserciones en la hilera proximal, y en la distal únicamente encontramos la inserción del FCU. De manera que los movimientos se transmiten desde la articulación carpometacarpiana a la hilera distal del carpo, posteriormente a la proximal y finalmente al radio.

1.2.3.1. Músculos flexores

1.2.3.1.1. Flexor carpi radialis o palmar mayor

Se origina en el epicóndilo medial y desde aquí forma un músculo fusiforme y aplanado que continúa con un largo tendón el cual se introduce por un canal lateral propio en el túnel carpiano hasta la base del segundo metacarpo, pudiendo dar expansiones a la base del tercer metacarpiano y trapecio. Principalmente actúa como flexor de la mano. Además, ante una carga aislada actúa como estabilizador en los movimientos con pronación la hilera distal y del piramidal, pero provocando como veremos supinación del escafoides. En 1994, Jantea ya planteó que el FCR era un estabilizador dinámico del escafoides pues el músculo utiliza el polo distal del escafoides como polea de reflexión, y por tanto su contracción provocaría la extensión del escafoides³⁹. Sin embargo, en un estudio experimental llevado a cabo por Salvá-Coll años después vieron que el FCR siempre flexionaba y supinaba el escafoides por su localización medial a la tuberosidad, a la vez que pronaba al piramidal independientemente de la posición de la muñeca⁴⁰. Así, el FCR disminuye la tensión longitudinal del ligamento escafolunar, siendo útil la rehabilitación de este músculo en las lesiones del ligamento escafolunar con inestabilidades predinámicas o dinámicas³¹.

1.2.3.1.2. Flexor carpi ulnaris o flexor cubital del carpo

Presenta dos cabezas proximales, una cabeza humeral que nace en el borde inferior del epicóndilo medial y otra cabeza cubital desde en el borde medial del olécranon, apófisis coronoides y en los dos tercios superiores del borde posterior del cúbito. Ambas se unen por medio de un arco fibroso y descienden por el borde cubital del antebrazo formando un músculo ancho y grueso que termina por medio de un tendón muy fuerte en el pisiforme dando expansiones para el ganchoso y formando así parte del ligamento piso-ganchoso y piso-metacarpiano que va a la base del 4º y 5º metacarpiano. Es flexor y aductor de la mano, provoca supinación de la hilera proximal y es el músculo más potente que cruza la muñeca.



Figura 5. Músculo flexor carpi radialis y flexor carpi ulnaris.

1.2.3.2. Músculos extensores

1.2.3.2.1. Extensor carpi ulnaris o extensor cubital de la muñeca

Se inserta a nivel proximal en el epicóndilo lateral y borde posterior del cúbito, desciende oblicuamente como un músculo alargado y fusiforme que a nivel de la muñeca forma un tendón el cual se introduce en la sexta corredera osteofibrosa terminando en la base del 5º metacarpiano. A nivel de la muñeca tiene función extensora y aductor de la mano, pero además genera un momento de pronación de la hilera distal y proximal teniendo un efecto perjudicial sobre la articulación escafolunar pero siendo protector si hay lesión del lunopiramidal³¹. Por último, forma parte del complejo del fibrocartílago triangular del carpo donde se le atribuye función de estabilización de la articulación radio-cubital distal¹⁵.

1.2.3.2.2. Extensor carpi radialis longus y brevis o extensores radiales del carpo largo y corto

Son dos músculos aplanados que nacen en el borde anterolateral del húmero, descienden hacia la parte media del antebrazo donde forman su tendón que se introduce por la segunda corredera extensora, la cual actúa como polea. Existen múltiples conexiones entre ambos tendones. El ECRL va a insertarse a la base del 2º metacarpiano, mientras que el ECRB se dirige a la base del 3er metacarpiano. Ambos son extensores de la muñeca pero debido a su posición tienen efecto supinador de la medio-carpiana con desviación radial de la muñeca.

1.2.3.2.3. Abductor pollicis longus o abductor largo del pulgar

Es el músculo más voluminoso del plano profundo del antebrazo. Nace en la cara dorsal de cúbito, radio y de la membrana interósea, desciende desde dorsal hacia la cara lateral del radio y cruza los tendones del ECR para entrar en la primera corredera extensora hasta insertarse en la base del primer metacarpiano. Ocasionalmente, da haces hacia la fascia tenar. Tiene función abductora sobre el primer dedo pero además ejerce efecto supinador en la mediocarpiana.



Figura 6. Músculo extensor carpi ulnaris, extensor carpi radialis longus y brevis y abductor pollicis longus.

1.3. BIOMECÁNICA DEL CARPO

La muñeca y específicamente los huesos del carpo, forman un conjunto articular sometidos a importantes fuerzas de compresión, cizallamiento y torsión. La estabilidad viene dada por su morfología, sus estructuras capsulo-ligamentosas y sus músculos. Pero además, existe un control neuromuscular asociado con mecanorreceptores en los ligamentos que permiten mantener la cinemática normal entre los huesos cuando fallan los estabilizadores primarios³¹.

1.3.1. EVOLUCIÓN DE LOS ESTUDIOS BIOMECÁNICOS

La biomecánica del carpo ha sido estudiada desde hace más de 150 años, estando sus estudios íntimamente ligados a los avances tecnológicos. Los primeros ensayos se realizan mediante visión directa en especímenes frescos y a partir de 1896, con el descubrimiento de la radiografía comienza a evaluarse el comportamiento de los huesos del carpo bajo escopia⁴¹. De esta manera se formulan las diferentes teorías sobre la cinemática carpal al trabajar como columnas ante la desviación radial y cubital pero como filas de movimiento con la flexo-extensión (Figura 7).

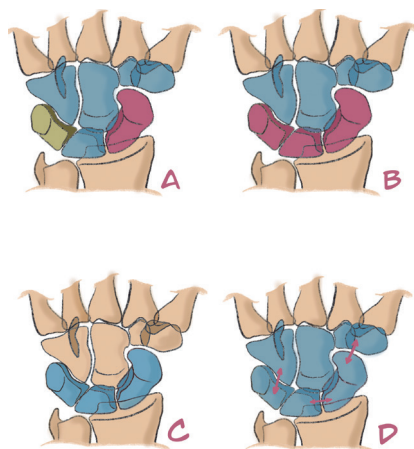


Figura 7. Teorías del movimiento carpal: A. Teoría de las columnas de Taleisnik; B. Teoría de la fila; C. Teoría del segmento intercalado; D. Teoría del anillo oval.

Con el progreso tecnológico se desarrollan diferentes sistemas de medición de movimiento y orientación, pasando de la medición estática con goniómetro a los sistemas FASTRAK® *in vitro* que permiten valorar la relación entre los distintos huesos con un error de 0.1° en las angulaciones y de 0.5 mm en las traslaciones⁴². Son sistemas precisos con los que se pueden recrear lesiones en los distintos ligamentos y estudiarlas pero por el contrario, no se pueden aplicar en pacientes vivos al ser métodos invasivos.

A la par evolucionan los sistemas de medición por imagen *in vivo* con reconstrucciones de tomografía computerizada (TC) y campos magnéticos para evaluar los seis ejes del movimiento con una exactitud de 0.5 mm y 0.5° ^{38,43,45}. Como ventajas son sistemas precisos y accesibles pero continúan realizando mediciones estáticas en varias posiciones del movimiento y además hay que radiar a voluntarios sanos⁴⁶. Recientemente, los escá-

res dinámicos en 4 dimensiones o la resonancia magnética (RM) permiten evaluar dinámicamente y de manera precisa el comportamiento individual de los huesos del carpo en un gran espectro de grados de movimiento teniendo también en cuenta el efecto de la histéresis⁴⁷.

1.3.2. CINEMÁTICA DEL CARPO

La cinemática hace referencia al movimiento global de la muñeca y al movimiento relativo de los huesos entre sí. Incluye tres ejes principales de movimiento⁴⁸ (Tabla 1):

Tabla 1. Descripción de los grados de movimiento de la muñeca según Crisco

Grados de movimiento	Eje sagital “Z” (Flexo-extensión)	Eje coronal “X” (Desviación radial- cubital)	Eje longitudinal “Y” (Pronación-supinación)
Radio-carpiana	F: 65.2º (±23.2º) E: 64.2º (±9.8º) Rango total: 129º	DR: 20.5º (±9º) DC: 42.3º (±7.2º) Rango total: 57º	85º-90º
Medio-carpiana (Movimiento de lanzar dardos)	Con flexión de 30º desviación cubital 111.5º ± 10.2º Con extensión de 15º desviación radial 65.9º ± 10.8º Rango total: 178º ±10.5º		

1.3.2.1. Comportamiento cinemático de los huesos del carpo

La hilera distal del carpo es muy rígida y puede considerarse una unidad funcional con un movimiento casi constante. Por este motivo con la contracción muscular se genera un momento

rotacional que comienza en la hilera distal del carpo, fuertemente unida a los metacarpos por conexiones ligamentosas. Posteriormente, cuando la tensión aumenta en la articulación mediocarpiana se provoca el movimiento de la hilera proximal.

A diferencia de la fila distal, la hilera proximal es menos rígida con variaciones entre sus huesos a pesar de existir un movimiento sinérgico. Por ejemplo, en un plano sagital al pasar de una posición neutra a una flexión de 60°, el escafoides se flexiona aproximadamente el 70% de la cantidad flexionada, mientras que el semilunar se flexiona un 45-46% de la cantidad del hueso grande. La interpretación de esto es que más de la mitad de la flexión ocurre en la mediocarpiana, quedando el 35-45% en la radiocarpiana^{44,49,50}. En el caso de realizar una extensión de 60° el escafoides se extiende sincrónicamente con el hueso grande mientras que el semilunar se extiende el 65% de la extensión radio-grande. Esto significa que durante la extensión de 60° el mayor movimiento ocurre en la articulación radiocarpiana⁵⁰. Con la desviación radio-cubital en el plano coronal el movimiento se realiza principalmente en la mediocarpiana donde los tres huesos de la hilera proximal se mueven sinérgicamente desde flexión en la desviación radial a extensión en la desviación cubital pero con diferentes grados de movimiento⁴³. Por ejemplo, el escafoides con una desviación cubital de 20° se extiende 13-20° mientras que con la desviación radial se flexiona 11-15°. El semilunar y el piramidal realizan el mismo movimiento pero con menor rango articular⁴⁹. Adicionalmente, con la flexo-extensión está asociado un leve movimiento escafoideo de prono-supinación (media 1.9° ± 2.8°) y de desviación radio-cubital (media de 1.7° ± 3.1°)^{41,51}.

Así pues, en una muñeca sana el escafoides, semilunar y piramidal rotan conjuntamente gracias a sus potentes ligamentos intrínsecos. Cuando la mano se flexiona las fuerzas a través de la hilera distal llevan al escafoides a la flexión y el semilunar se flexiona pasivamente en la misma dirección si permanece intacto el ligamento escafolunar, a pesar de que el piramidal esté produciendo un momento en extensión pues la flexión del escafoides domina sobre el resto⁵². Durante la extensión gracias a la tensión del ligamento radio-escafo-grande y del escafo-trapecio-trapezoide palmar el segmento intercalado rota como una unidad. Sin embargo, como hemos analizado anteriormente existe un movimiento multiplanar con diferentes grados de flexo-extensión pues cada ligamento interóseo es diferente⁵³.

Actualmente se ha añadido el **movimiento de lanzar dardos o lanzador de dardos o "dart-throwing motion" (DTM)** donde existe un movimiento simultáneo que va desde la desviación radial con extensión hasta la desviación cubital y flexión. La tendencia del escafoides y semilunar de extenderse con la desviación cubital es equilibrada por la tendencia a la flexión con la flexión del muñeca, resultando mínima la rotación entre escafoides y semilunar^{4,37,41}. Werner demuestra *in vivo* gracias a la TC que el movimiento del escafoides y del semilunar en un plano oblicuo de 45° y 37° respectivamente es de 0°, demostrando así que existe un eje mecánico, movimiento *puro* de lanzar dardos, que intercepta el plano sagital y coronal a nivel de la mediocarpiana³⁷. Sin embargo, en las actividades de la vida diaria existe una diferencia en el escafoides y en el semilunar de $\pm 10^\circ$, paralela al eje anterior que se corresponde con el movimiento *funcional* de lanzar dardos⁴¹.

1.3.3. CINÉTICA DEL CARPO

La cinética hace referencia a la transmisión de cargas a través de la muñeca. En una mano sana existe un complejo balance entre las fuerzas externas aplicadas, las superficies articulares y las propiedades de contracción de los ligamentos y músculos. Estudios sobre la transmisión de fuerzas han demostrado que la fuerza de compresión de la articulación carpo-metacarpiana es de 1.5 a 4.2 veces mayor a la fuerza aplicada²⁹. De hecho, ante cargas máximas, resultado de fuerzas externas o de la contracción muscular, la fuerza total generada en los metacarpos pasa a la hilera distal aumentando hasta diez veces los valores iniciales de la fuerza aplicada⁵⁴. Por ello, si tenemos en cuenta que la fuerza de agarre máxima es de 31 kg de media en las mujeres y de 52 kg de media en los hombres, podemos estimar que la muñeca puede soportar hasta 310 kg en mujeres y 520 kg en los varones.

Cuando se aplique una carga la transmisión depende de varios factores como son: la magnitud, la dirección, el punto de aplicación, la orientación ósea en el momento de la aplicación de la fuerza, la forma de las superficies articulares, las propiedades elásticas de los ligamentos, etc.²⁹.

Los métodos más empleados para el estudio cinético en cadáver de las pequeñas articulaciones han sido las células de carga y los sistemas Fuji film. Actualmente, se aplican los sensores intrarticulares de presión en voluntarios sanos^{23,37,55}. En la siguiente tabla se recogen las zonas de transmisión de cargas con los diferentes sistemas (Tabla 2):

Tabla 2. Sistemas de medición y transmisión de cargas

Sistema de medición	Trasmisión de carga en la articulación radio-carpiana	Trasmisión de carga en la articulación cubito-carpiana	Trasmisión de carga en la articulación medio-carpiana
Células de carga ³	82%	18%	
Sistema Fuji ²³	Art.radio-escafoidea: 50-56% Art. radio-semilunar: 29-35%	Complejo triangular del carpo: 10-21%	
Sensores intrarticulares de presión ⁵⁵	Art.Radio-escafoidea: 50%	Cúbito y complejo triangular del carpo: 42%	
Sistema Fuji ³⁵			Art.escafo-trapecio-trapezoide: 23% Art.escafo-grande: 28% Art.luno-grande: 29% Art.piramido-ganchoso: 20%

Toda la transferencia de cargas se verá alterada si existe una inestabilidad, pues cambian las superficies de contacto, las presiones y el centro de rotación, conduciendo a un desgaste articular con cambios degenerativos subsecuentes.

1.3.3.1. Posición de los huesos del carpo al aplicar fuerzas

La hilera distal del carpo al recibir una carga axial desde una posición neutra sufre una rotación en forma de pronación ejerciendo una compresión sobre la hilera proximal. Este fenómeno

se transmite al escafoides a través del ligamento escafo-grande palmar y del ligamento escafo-trapecio-trapezoideo palmar, que debido a su posición oblicua respecto al eje del antebrazo tiende a rotar en flexión y pronación^{8,56}. Este momento se transfiere ahora al semilunar y al piramidal por los ligamentos interóseos proximales. Sin embargo, no se produce su flexión porque la fuerza es contrarrestada por la integridad y acción conjunta de los ligamentos que actúan como estabilizadores secundarios (ligamento intercarpiano dorsal, ligamento escafo-trapecio-trapezoideo dorsal, ligamento escafo-grande dorsal y el complejo ligamentoso palmar piramido-ganchoso-hueso grande)³¹. Ante una lesión de estos estabilizadores mediocarpianos, la fuerza del escafoides predomina sobre la hilera proximal produciendo una flexión anómala de dicha fila que conducirá al colapso y a una inestabilidad conocida como VISI. Sin embargo, si el ligamento escafolunar está completamente roto el escafoides pierde su estabilización aportada por el resto de huesos del carpo y tiende a colapsarse con una actitud anormal en flexión y pronación, mientras que el semilunar y el piramidal bajo la fuerza del ligamento lunopiramidal, ligamento intercapiano dorsal y el radio-carpiano dorsal adoptarán una actitud anormal en extensión conocida como Dorsal Intercalated Segment Inestability (DISI). Se ha visto que si existe integridad de los ligamentos interóseos proximales la diferencia de fuerza de rotación angular genera un aumento de las fuerzas de coaptación intercarpiana y que ante una lesión de los estabilizadores mediales, el fascículo palmar del ligamento escafo-trapecio-trapezoideo actúa como único estabilizador del polo distal del escafoides en la flexión y consecuencia de ello sufre una elongación.

Este concepto es algo más complejo, pues a las cargas axiales producidas en posición neutra se añaden las cargas generadas por los principales músculos motores de la muñeca (APL, ECRB, ECRL, FCU y ECU). La contracción de este grupo muscular genera un momento de supinación en la hilera distal, contrario al movimiento de pronación que se produce con la carga axial externa. Además, la acción aislada de cada músculo tiene un efecto individual sobre el movimiento de los huesos del carpo. Por ejemplo el FCU, el APL y el ECR tienden a supinar las hileras, mientras que el ECU y el FCR son pronadores. La carga aislada del ECU prona la hilera proximal y distal. Sin embargo, la carga aislada del FCR supina el escafoides por su localización medial a la tuberosidad del escafoides pero prona la hilera distal y el piramidal por su inserción en la base del segundo metacarpiano, volar y radial respecto al eje central del carpo³¹.

1.3.4. PROPIOCEPCIÓN Y CONTROL NEUROMUSCULAR DEL CARPO

El término propiocepción engloba la sensación de posición estática, la posición dinámica y por último, el control neuromuscular de las articulaciones que representa la respuesta anticipatoria de los músculos alrededor de una articulación para mantener su congruencia articular³¹. Por ejemplo, ante una posible lesión del escafolunar, se genera una respuesta muscular inmediata donde los músculos supinadores (APL, ECR y FCU) y aisladamente el FCR mantienen el espacio escafolunar comprimido y estabilizado. Por ello, existen pacientes con hallazgos radiológicos o artroscópicos de lesión que no asocian clínica³¹.

Es importante destacar en este punto del trabajo, de cara a nuestro abordaje con capsulotomía dorsal de base radial, la controversia existente sobre si la denervación parcial o total del carpo sobre el nervio interóseo posterior (NIP) puede influir en la propiocepción²⁸. Autores como Lluch o Hagert creen que una desensibilización del NIP, que inerva la porción dorsal del ligamento escafolunar, produce una reducción de los reflejos protectores, por ello creen que debería estar prohibido realizarla de manera rutinaria en una intervención quirúrgica de muñeca^{31,57}. Otra línea presente son los defensores de realizar una ablación del NIP, pues formulan que la inervación principal del ligamento escafolunar viene del nervio interóseo anterior y dejar el NIP solo puede ser fuente de dolor^{58,59}.

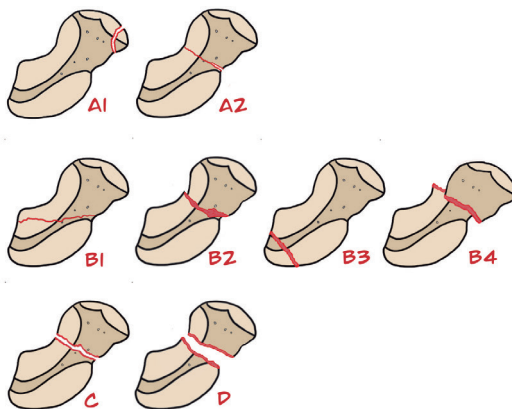
1.4. ESTADO ACTUAL DE LAS TÉCNICAS QUIRÚRGICAS DE LA PATOLOGÍA ES-CAFOIDEA

1.4.1. CIRUGÍA PRIMARIA DE LA FRACTURA DE ESCAFOIDES

Para poder entender el manejo de las lesiones crónicas del escafoides es importante entender la patología primaria del mismo. Las fracturas del escafoides ocupan el 11% de las fracturas de la mano y el 80% de las fracturas del carpo⁶⁰. En el 70% de los pacientes la fractura se localiza a nivel del tercio medio, en la llamada cintura escafoidea, mientras que el 20% afectan al polo proximal y solo el 10% al tercio distal^{11,60}. Precisamos de un diagnóstico exacto mediante pruebas de imagen superiores como la TC para poder clasificar y tratar la lesión pues se considera que el 100% de las fracturas no tratadas evolucionan a una artrosis, existiendo una degeneración más rápida cuanto mayor es el desplazamiento o angulación de la fractura (Figura 8)⁶¹⁻⁶³.

Figura 8. Clasificación de Herbert y Fisher modificada por Krimmer:

Tipo A: Fractura estable. A1: Fractura del tubérculo, A2: Fractura no desplazada de la cintura. Tipo B: Fractura inestable B1: Fractura distal oblicua, B2: Fractura completa y desplazada de la cintura, B3: Fractura del polo proximal B4: Fractura con dislocación transescafo-perilunar. Tipo C: Retardo de consolidación. Tipo D: Pseudoartrosis establecida. D1: Unión fibrosa. D2: Pseudoartrosis con deformidad e inestabilidad



Según el patrón de fractura se identifican aquellas con indicación quirúrgica de acuerdo con su inestabilidad y su pronóstico hacia el retraso de consolidación o pseudoartrosis (Tabla 3). Por ejemplo, las fracturas clasificadas como tipo A son siempre estables (poco desplazadas, baja conminución y sin inestabilidades del carpo) y pueden ser manejadas conservadoramente, mientras que las tipo B son inestables (fracturas conminutas desplazadas con alto riesgo de pseudoartrosis) y deben ser tratadas quirúrgicamente. Así mismo, las fracturas del polo proximal, zona con una precaria vascularización y donde se inserta el ligamento escafolunar, deben ser manejadas quirúrgicamente al ser potencialmente desestabilizadoras con alto riesgo de pseudoartrosis⁶⁴.

Tabla 3. Tratamiento de las fracturas de escafoides

Manejo	Indicaciones	Tratamiento propuesto
Conservador	Fractura estable: - Desplazamiento <1 mm - Ángulo escafo-lunar <60° - Ángulo luno-grande <15°	Férula antebraquial ± metacarpofalángica del pulgar en oposición ^{1,65,66}
Quirúrgico	Fractura estable o poco desplazada	Fijación con tornillo intramedular tipo Herbert por técnica mínimamente invasiva ± apoyo artroscópico ¹
	Fractura conminuta, inestable o con avulsión y disociación escafo-lunar	Reducción abierta y fijación interna con tornillos de compresión, agujas Kirschner o placas-bloqueadas ^{63,67} . Injertos osteocondrales ⁶⁸

1.4.2. CIRUGÍA DE RESCATE: PSEUDOARTROSIS

1.4.2.1. Concepto de pseudoartrosis de escafoides

La pseudoartrosis de escafoides se define como la falta de consolidación clínica y radiológica de una fractura tras 8-9 meses de haberse producido, siendo imposible la consolidación de la misma sin actuar quirúrgicamente¹. Es importante diferenciarlo del concepto de retardo de consolidación donde la fractura consolida más lentamente pero antes de los 6 meses²⁹.

La no-unión del escafoides o pseudoartrosis representa un desafío para el cirujano donde el manejo quirúrgico es preciso para evitar el progreso de una artrosis y colapso del carpo. La tasa de pseudoartrosis va desde un 12% aproximadamente según Kawamura hasta tasas del 30% según Larson^{1,68}. La incidencia de pseudoartrosis aumenta a medida que se incrementa el grado de desplazamiento de la fractura llegando a tasas del 55% en caso de fracturas inestables¹¹. Además, existen patrones de fractura y localizaciones de la misma que nos permiten predecir una alteración biomecánica con tasas elevadas de no-unión, como por ejemplo las fracturas a nivel del ápex dorsal o distales a este⁶⁹.

El objetivo del tratamiento de la pseudoartrosis del escafoides es la reparación mediante la restauración de su forma preservando sus conexiones ligamentosas.

1.4.2.2. Tratamiento no quirúrgico de la pseudoartrosis de escafoides

Los tratamientos no quirúrgicos incluyen la estimulación ósea mediante ultrasonidos o eléctrica en combinación con la inmovilización con férula durante más tiempo. Otra alternativa es la denervación completa o parcial mediante neurectomías del nervio interóseo posterior⁷⁰. En la actualidad, únicamente está indicado este tratamiento en pacientes donde esté totalmente contraindicada la cirugía¹.

1.4.2.3. Tratamiento quirúrgico de la pseudoartrosis de escafoides

Generalmente en las pseudoartrosis de la cintura sin necrosis ósea avascular es útil el uso de injertos no vascularizados. En estos casos la cirugía se puede realizar de manera abierta, con una técnica de mini-open o por artroscopía. La artroscopía representa una alternativa cada vez más empleada ante casos de pseudoartrosis quísticas sin deformidades en joroba pues permite una evaluación exhaustiva de la fractura de manera mínimamente invasiva, restringiendo el daño quirúrgico sobre ligamentos y vasos sanguíneos⁷¹⁻⁷³. En casos de larga evolución de la pseudoartrosis, necrosis avasculares del polo proximal o fallo de cirugías previas está indicado el uso de injertos vascularizados.

1.4.2.3.1. Injertos óseos no vascularizados

La técnica de Matti-Russe está indicada en pacientes con pseu-

doartrosis colocando dos injertos de hueso cortico-esponjoso en el túnel tallado en el foco de pseudoartrosis y rellenando la cavidad con más hueso esponjoso por vía volar^{17,74}. Esta cirugía no es adecuada si hay una deformidad en joroba que precise injerto en cuña para corregir el DISI o si existe una necrosis del polo proximal pues no hay espacio para ubicar los injertos cortico-esponjosos^{1,29}.

La técnica Fisk-Fernández busca la consolidación de la fractura a la vez que se reduce la deformidad y la posición en DISI del semilunar, evitando una muñeca SMAC (Scaphoid Malunion Advanced Collapse)⁶². La cirugía emplea el abordaje volar de Russe sobre el FCR y se toma como zona dadora de injerto tricortical la cresta ilíaca, la cual se debe tallar con forma trapezoidal teniendo en cuenta que la longitud palmar del escafoides es mayor a la dorsal^{75,76}. Una vez colocado se fija con agujas Kirschner o con un tornillo tipo Herbert¹.

Las propiedades de los injertos utilizados varían en función de la zona dadora (Tabla 4):

Tabla 4. Zonas dadoras para el uso de injertos no vascularizados

Zona dadora	Ventajas	Inconvenientes
Cresta ilíaca	-Hueso cortico-esponjoso de calidad	- Dos abordajes - Anestesia general
Metáfisis distal del radio ⁷⁷	- Hueso de calidad - Anestesia regional - Morfología adecuada para corregir la deformidad en joroba	- Cortical más fina que el ilíaco
Costilla ⁷⁸	- Injerto autólogo osteocondral - Remplaza y reconstruye el polo proximal inviable	- Dolor en zona dadora - Abordaje complejo

1.4.2.3.2. Injertos óseos vascularizados

Los injertos óseos vascularizados mantienen la viabilidad de las células permitiendo la consolidación ósea primaria y están indicados en osteonecrosis del polo proximal, pseudoartrosis del mismo polo, fracturas del polo proximal o fallos de un injerto óseo previo siempre y cuando no exista artrosis. La literatura reporta tasas de consolidación entre el 80% y el 100% pues se mantienen los beneficios osteocondrales de los injertos, añadiendo las ventajas de la perfusión ósea y subcondral a través del pedículo microvascular^{79,80}.

Existen diferentes opciones quirúrgicas descritas a lo largo de los años: injerto óseo con el pedículo del pronador cuadrado, injerto pediculado dependiente de la arteria cubital o la arteria palmar carpal, injerto pediculado del primer, segundo o tercer metacarpiano. Otra alternativa es el uso de injertos vascularizados libres desde la cresta ilíaca o del cóndilo femoral medial o lateral⁸¹. El más utilizado es el injerto vascularizado descrito por Zaidenberg que toma como área dadora la zona dorsal del radio distal nutrido por la arteria 1.2 suprarretinacular intercompartimental (1.2 ICSRA), rama retrógrada de la arteria radial⁸².

En las pseudoartrosis del polo proximal con una gran fragmentación consideradas no reconstruibles, se puede recurrir a la resección de la mitad proximal dañada y a su reemplazamiento por un injerto osteocondral vascularizado de la tróclea femoral medial, nutrido por la rama transversa de la arteria geniculada descendente que recorre la convexidad osteocondral, realizando una artroplastia proximal de escafoides⁸³.

1.4.2.3.3. Prótesis de escafoides

Existen casos de pseudoartrosis proximales con un fragmento de escafoides dañado y fragmentado por la ausencia de irrigación que imposibilita su reconstrucción y su consolidación a pesar de los avances de la microcirugía. Una alternativa con el fin de sustituir el hueso dañado es realizar la exéresis completa o parcial del escafoides y posteriormente sustituirlo por un implante⁸⁴.

1.4.3. TRATAMIENTO DE LA MUÑECA SNAC

La pseudoartrosis no tratada o no consolidada a pesar de los tratamientos descritos evoluciona de manera inevitable hacia una muñeca SNAC (Scaphoid Nonunion Advanced Collapse) con colapso carpal y artritis que precisará de algún procedimiento de rescate⁸⁵. En la evolución de la muñeca SNAC, existe un patrón degenerativo lento donde se diferencian varios estadios radiológicos (Figura 9)^{61,62}:

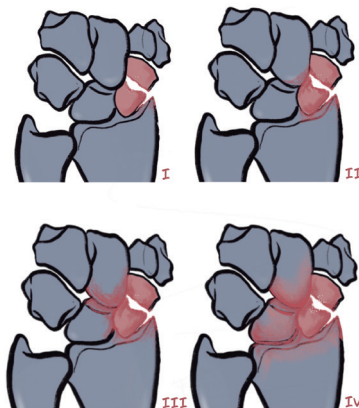


Figura 9. Clasificación de la muñeca SNAC y sus estadios

Los procedimientos descritos ante una muñeca SNAC pueden ir desde un tratamiento conservador en caso de pacientes pluripatológicos a estiloidectomías parciales o denervaciones selectivas de la muñeca como tratamientos paliativos. Si nos encontramos con casos más evolucionados las técnicas de salvamento incluyen la fusión intercarpal, la carpectomía de la hilera proximal, la exéresis del escafoides, la artroplastia total de muñeca o la artrodesis total de muñeca. A continuación se describen brevemente las técnicas:

- Estiloidectomía

Indicada en casos de muñecas SNAC I. El objetivo de esta técnica es disminuir la acción microtraumatizante que se produce sobre el polo distal del escafoides. Se puede realizar por artroscopía o con técnica abierta⁸⁶.

- Resección del fragmento distal del escafoides

Técnica quirúrgica indicada solo en casos de artrosis estilo-escafoidea y escafo-grande evolucionada con integridad del ligamento escafolunar⁸⁷. El objetivo es eliminar el conflicto de espacio que existe entre el hueso grande, el escafoides y el radio conservando como mínimo un 50% del fragmento de escafoides proximal pues si no se puede agravar el colapso carpal⁸⁸.

- Resección del fragmento proximal del escafoides

La escisión del polo proximal del escafoides se lleva a cabo en casos de pseudoartrosis polares proximales donde existe gran fragmentación o necrosis. Esta técnica se combina con la interposición de hueso autólogo o un implante^{78,87,89}.

- Técnica de Bentzon

El objetivo de esta técnica es transformar una pseudoartrosis de escafoides dolorosa en una no dolorosa mediante la introducción de tejido capsular en el foco de fractura. El problema es que no evita la progresión de la artrosis ni el colapso carpal⁹⁰.

- Denervación selectiva de la muñeca

La denervación total o parcial es recomendada en pacientes con dolor crónico y representa una posibilidad paliativa donde se interrumpe la conducción del dolor por la rama sensitiva sin afectar a ramas motoras ni ramas sensitivas cutáneas⁸⁶.

- Artroplastia de resección de la primera fila del carpo

Indicada en pacientes jóvenes con pseudoartrosis de larga evolución, necrosis del semilunar, subluxaciones escafoideas con artrosis radio-escafoidea o dislocaciones perilunares severas como alternativa a la artrodesis total o parcial en aquellos casos que se quiere conservar cierta movilidad. Es condición obligada para su realización que no exista ningún cambio degenerativo en la fosa del radio para el hueso semilunar y la cabeza del hueso grande⁸⁶.

- Artrodesis parcial del carpo y/o muñeca

Indicada para disminuir el dolor y aumentar la estabilidad del carpo en casos de muñecas dolorosas SNAC II o III donde existe una articulación sana que puede proporcionar una muñeca indolora con preservación de la fuerza⁹¹.

Coexisten diferentes artrodesis parciales según la patología: artrodesis radio-semilunar, artrodesis radio-escafo-semilunar, artrodesis escafo-semilunar, artrodesis escafo-trapecio-trapecioide, etc. En caso de una pseudoartrosis de escafoides con cambios artrósicos está indicada una artrodesis 4 esquinas con fusión del hueso grande, ganchoso, semilunar y piramidal asociando la resección del escafoides. La articulación radio-semilunar no debe tener cambios degenerativos pues se mantiene la movilidad a expensas de ella. Otra alternativa de fusión es la artrodesis luno-grande con o sin exéresis del piramidal. Se han publicado diferentes revisiones donde comparan ambos tipos de artrodesis con resultados y tasas de unión muy similares⁸⁶.

Con las artrodesis parciales el dolor disminuye a la mitad en un 50% de los pacientes mientras que en los restantes desaparece por completo con resultados satisfactorios a los 10 años de seguimiento^{87,92,93}. La principal complicación continúa siendo el riesgo de *no-fusión* ósea que debe ser reconvertido a una artrodesis total con resultados imprevisibles.

- Artrodesis total de muñeca

Técnica quirúrgica donde se realiza una fusión radio-carpo-metacarpiana de forma que se consigue aliviar el dolor, dar estabilidad y mantener la fuerza pero suprimiendo la movilidad. Está indicada en casos de artrosis avanzada como elección primaria o en caso de fracasos de otras artrodesis parciales previas, siempre que no exista una infección activa o una pérdida cutánea⁸⁶.

1.5. HISTORIA DE LAS PRÓTESIS CARPALES

1.5.1. EVOLUCIÓN DE LAS PRÓTESIS DE ESCAFOIDES

La dificultad para el tratamiento de las pseudoartrosis de escafoides o de la enfermedad de Preiser queda demostrada en la variedad de tratamientos propuestos en la literatura a lo largo de los años.

En una revisión bibliográfica realizada son Waugh y Reuling, en 1942, los primeros que utilizan una prótesis de vitallium para recambiar un escafoides⁹⁴. La idea nace a partir de un caso clínico publicado por Walker años antes, donde encuentra una luxación cerrada del escafoides con rotación de 180° que precisa de una reducción abierta con exéresis y recolocación del mismo escafoides sin estabilizar. A partir de este caso plantean el proyecto de implantes completos de escafoides diseñados con moldes de huesos tomados de cadáveres. Los 3 casos publicados en 1945 obtienen unos resultados iniciales muy prometedores aunque con un tiempo de evolución demasiado corto para establecer conclusiones^{94,95}.

Años más tarde, otros autores como Metcalfe y Legge publican su experiencia con la prótesis esférica de vitallium de Fett, ambos con resultados positivos a corto plazo⁹⁶⁻⁹⁸. Pero es Leslie quien divulga la serie con mayor seguimiento de los implantes escafoideos de vitallium, tras 43 años de implantación, con resultados funcionales malos, severa artrosis e importante destrucción del carpo⁹⁹.

El diseño y utilización de prótesis de material acrílico es citada en 1953 por Picaud, Merle D'Aubigné en el 1958, Agner en 1963 y por Agerholm en 1966¹⁰⁰⁻¹⁰². Agner implanta 7 prótesis pero únicamente una continúa con resultados satisfactorios a los 10 años, mientras que 5 de ellas deben ser retiradas. Concluye que probablemente el fallo se deba a una doble causa. Por un lado, el material acrílico, que aunque tolerado por los tejidos genera una fibrosis al someterse al estrés de las fuerzas mecánicas. Y, por otro lado, a las condiciones biomecánicas a las que es sometido el escafoides al no estar estabilizado. En contraposición, Agerholm obtiene resultados positivos en 14 de los 16 implantes acrílicos utilizados¹⁰³. Hugh Barber realiza un estudio de estas mismas prótesis a largo plazo evaluando el dolor, rango articular, fuerza y apariencia radiológica, obteniendo resultados aceptables, aunque no tan buenos como con la prótesis del semilunar. Se cree que el motivo guarda relación con la compleja anatomía del escafoides, así como con su función como estabilizador y nexo de conexión entre la primera y segunda hilera del carpo⁹⁵.

Debido a la fibrosis que se produce con los implantes de vitallium y acrílicos, otros biomateriales como el teflón son propuestos sin demasiado éxito y no es hasta la aparición de las siliconas médicas cuando nuevamente entran en auge las prótesis de escafoides⁹⁶.

El máximo referente en el desarrollo de la prótesis de silicona lo representa Swanson. En 1968 se plantea la necesidad de reemplazar las articulaciones metacarpofalángicas en pacientes con artritis reumatoide, así gracias a los avances en la industria

médico-quirúrgica diseña los primeros implantes de silicona, una combinación de materiales orgánicos e inorgánicos estables al calor, con propiedades de amortiguación que no parecen deteriorarse con el tiempo salvo si se produce una laceración en la superficie. Además, no poseen características adhesivas y no producen reacción tisular cuando se esterilizan adecuadamente a diferencia de siliconas industriales que tienen aditivos y pueden ser tóxicas¹⁰⁴. El desarrollo del implante escafoideo de silastic lo desarrolla en 7 tamaños para cada lado, imitando la anatomía carpal. Existen dos diseños, el primero cuenta con un pequeño vástago que se introduce en el trapecio para aumentar su estabilidad y lo estabiliza proximalmente con Dacron al semilunar a través de un túnel óseo. Mientras que el segundo modelo, no tiene vástago distal y se estabiliza proximal y distalmente mediante túneles y sutura de Dexon (Dow Corning®, Michigan, USA). Inicialmente, son fabricadas en silastic convencional que se sustituye por uno de alta resistencia, buscando mayor resistencia y duración. Esta prótesis tiene una gran aceptación y difusión inicial, implantándose en más de 80 países con muy buenos resultados a corto plazo¹⁰⁵.

A pesar de los esperanzadores resultados y de su gran expansión, en revisiones a largo plazo se observa que los implantes de silastic producen inestabilidad carpiana al flexionarse y pronarse el polo proximal en el espacio del escafoides^{106,107}. Además, las siliconas médicas, incluso las de alta resistencia, son una fuente de inflamación donde microscópicas partículas de detritus de la fragmentación de la silicona producen reacciones a cuerpo extraño con macrófa-

gos y quistes óseos que agravan el proceso degenerativo. En las zonas de menor resistencia se produce una reacción de sinovitis siguiendo la dirección de los ligamentos hasta sus inserciones, donde se forman quistes subcorticales. Toda esta degeneración obliga a la retirada de los implantes dolorosos, controlando aquellos que dan cambios radiológicos sin clínica asociada^{105,106,108}.

Durante este periodo de apogeo otros autores como Jones dejan atrás el uso de la prótesis de vitallium y promueven colocar las prótesis esféricas de silastic para el polo proximal (Sutter Biomedical®, San Diego, USA). Publica excelentes resultados en 17 de sus 19 casos con un seguimiento de 7 semanas post-cirugía¹⁰⁹. En 1972 y 1976 Michon publica una técnica similar con bolas de silicona^{96,110}. Seguido por Zemel que desde 1971 implanta 31 espaciadores tallados a partir de un bloque triangular de silicona médica¹¹¹. No reporta casos de siliconitis con un seguimiento medio de 60 meses, aunque si piensa que el implante podría fragmentarse con el tiempo debido al estrés al que es sometido. Además, tiene 2 casos de luxación del mismo y observa un colapso carpal en el 55% de los operados. Por todo ello, son finalmente abandonados y reemplazados por materiales biológicos autólogos como los propuestos por Eaton, el cual sustituye el polo necrótico por una hemiprótesis fascial autóloga o de aloinjerto¹¹².

En 1984, en un esfuerzo por vencer el problema de las partículas de silicona, se propone el desarrollo de implantes de titanio, un material con buena tolerancia ósea y de los teji-

dos blandos. El diseño del implante es similar en su forma a los implantes de silicona utilizados pero con unas modificaciones para acomodar el titanio puro y mejorar su estabilidad. Se implantan los primeros en 1985 en la articulación metatarsofalángica y en 1987 en la articulación metacarpo-falángica. El uso en el escafoides llega unos años después, también diseñados en 5 tallas con un vástago distal para el trapecio o trapezoide, aunque existen modelos comercializados sin vástago con un orificio distal para suturarlo al trapecio. Proximalmente se estabiliza al semilunar mediante una sutura y la cápsula se reancla al radio distal mediante suturas de Dacron. En 10 años se implantan 102 prótesis con muy buenos resultados funcionales y de tolerancia¹¹³. El problema es que el implante de titanio nunca alcanza la popularidad y difusión del modelo de silicona, y además, la literatura sobre él es muy pobre a pesar de los buenos resultados publicados a 15 años^{98,114}.

El último implante para el escafoides es diseñado en el siglo XXI por Pequignot, consiste en un modelo que reemplaza el polo proximal del escafoides con el fin de tratar y prevenir la artrosis carpiana al restituir la altura de la primera hilera del carpo. De ahí su nombre de comercialización APSI®: "Implant adaptatif du scaphoïde proximal".

El implante presenta una forma ovoide que le permite adaptarse por rodamiento durante los movimientos de flexo-extensión de la muñeca. Gracias a esta reorientación el implante permanece estable dentro de las amplitudes fisiológicas sin precisar de fijaciones al escafoides distal. Por tanto, este

implante fue comercializado en el año 2000 como un implante no anatómico, estable y móvil¹¹⁰. El material del implante es carbón pirolítico, un material biocompatible, altamente resistente y bioquímicamente inerte que respeta el hueso sin usarlo.

Con la colocación del implante se restablece la interlinea radioescafoidea, manteniendo la columna radial y preservando la altura. Igualmente, se adapta a la cinemática carpal y en los primeros resultados no se luxa¹¹⁰. En una revisión del implante a 10 años, demostraron que el implante APSI® representa una técnica eficaz contra la evolución de la artrosis a largo plazo en el tratamiento de la pseudoartrosis de escafoides en muñecas SNAC¹¹⁵. Sin embargo, existen complicaciones descritas en la literatura como la luxación a volar o dorsal del implante, la osteólisis periimplante y/o un sobredimensionamiento del mismo con dolor y limitación persistente¹¹⁶.

1.5.2. OTROS IMPLANTES CARPALES

En la siguiente tabla se recogen otros implantes comercializados que incluyen al escafoides o se relacionan con él directamente (Tabla 5):

Tabla 5. Implantes carpales

Implante	Reemplaza	Características del implante
AMANDYS® 117,118	Semilunar, dos tercios proximales del escafoides y la cabeza del hueso grande	<ul style="list-style-type: none"> - Fabricada en carbón pirolítico - 8 tallas - Actúa como espaciador móvil
Ascension® ¹¹⁹	Semilunar	<ul style="list-style-type: none"> - Fabricada en carbón pirolítico - Semiconstreñida con dos túnel para el paso de un injerto tendinoso estabilizador
STPI® ^{120,121}	Articulación Escafo-Trapezio-Trapezoide	<ul style="list-style-type: none"> - Carbón pirolítico - Grosor 3-4 mm, forma circular - Cara convexa distal y cóncava proximal - Espaciador no estabilizado
PYROCARDAN® 122,123	Articulación Escafo-Trapezio-Trapezoide	<ul style="list-style-type: none"> - Carbón pirolítico - Grosor de 2-3mm, forma más rectangular - 2 superficies cóncavas

1.5.3. MATERIALES UTILIZADOS

Como hemos visto a lo largo de los puntos anteriores desde los años cincuenta se han diseñado implantes para articulaciones del carpo con diferentes materiales: vitallium, silicona médica, silicona médica de alta resistencia, titanio, metálicas o de carbón pirolítico. Incluso se ha utilizado hueso autólogo tallado o tejido fibroso autólogo como espaciador (tendones, cápsulas, ligamento anular anterior)¹²⁴. Sin embargo, la mayoría de estas técnicas han fracasado quedando en el desuso. Probablemente, el mayor problema a nivel de la mano es la ausencia de adecuados modelos animales sobre los que implantar la prótesis para testarla a ciclos de

carga y evaluar su biomecánica, osteointegración y adaptación al resto de carpo teniendo en cuenta la estabilidad del implante y los micromovimientos¹²⁵.

Gracias a sus propiedades mecánicas y a su excelente biocompatibilidad el carbón pirolítico representa un magnífico material para el uso articular. Se desarrolla en los años 50-60 para la industria nuclear pero al estudiar su tribología, biocompatibilidad y durabilidad se amplían sus aplicaciones a la industria médica, pues no genera respuesta inmune y no resulta tóxico para el organismo. Inicialmente se utiliza en el campo de las válvulas cardíacas donde continúa empleándose.

El primer implante de carbón pirolítico para la articulación metacarpofalángica fue comercializado en 1979 y desde entonces se han implantado en diferentes articulaciones de mano y muñeca con buenos resultados tras seguimientos a más de 10 años¹²².

Los implantes ortopédicos de carbón pirolítico están realizados en grafito, una de las formas macroscópicas cristalinas del carbón en la naturaleza, y posteriormente cubiertos de una fina capa (0.1-1 mm) de carbón pirolítico que es depositada químicamente por vapor a una temperatura de 1500°. La acción del calor sobre la estructura cristalina produce pirolisis y se consigue que químicamente el carbón pirolítico pueda ser definido como una cerámica con una alta resistencia a la compresión mecánica.

En la cirugía articular ofrece como ventaja un módulo de elasticidad de Young muy similar al de la cortical del hueso (Módulo

de Young de Hueso=20, Prótesis APSI=25), de forma que el estrés es transmitido de manera armónica entre el implante y el hueso, minimizando las cargas y el desgaste. Al ser químicamente como una cerámica tiene una alta resistencia a la compresión con un coeficiente de fricción bajo capaz de tolerar movilizaciones repetidas sin desgastarse pero por el contrario resiste muy mal el momento de flexión. A diferencia de un metal que pierde el 30-50% de su fuerza al aplicar cargas repetidas, presenta una resistencia a la fatiga equivalente a una situación sin cargas. Además, en más de 30 años no se ha reportado ninguna fractura por fatiga^{122,126,127}. En la siguiente tabla se realiza una comparativa de las propiedades físicas de diferentes materiales (Tabla 6):

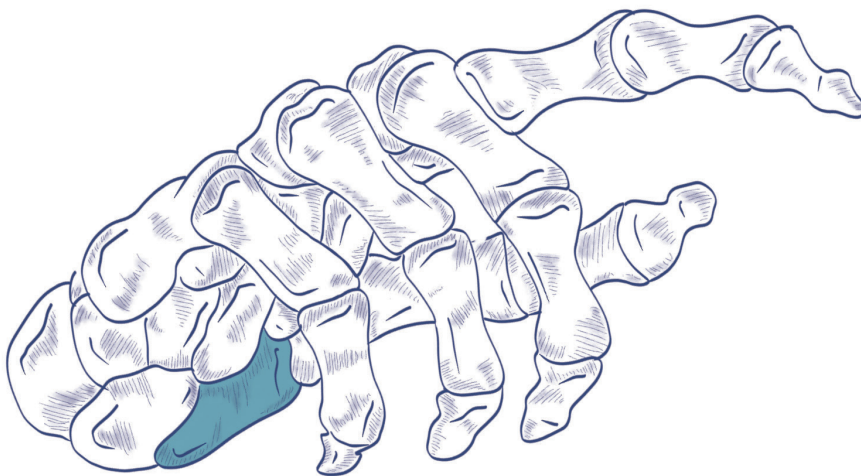
Tabla 6. Comparativa de las propiedades físicas de diferentes materiales

	Módulo de Young (GPa)	Limitación a la ruptura (MPa)	Resistencia a la elongación (%)
Hueso	20	150	1-3
Carbón Piroclítico	25	500	1.6-2.1
Polietileno	1.05	22-31	450
Acero Cromo-cobalto	200-240	600-1500	8-50
Silicona	0.004	10-12	700-800

En las articulaciones se ha visto que el desgaste articular en vivo es menor con el carbón piroclítico que con alumina cerámica, cromo-cobalto o titanio. Con una supervivencia los 18 meses del 92% respecto al 20% con otros implantes metálicos¹²⁸.

La osteointegración de un implante se logra gracias a los microporos del vástago del implante que se introduce intramedularmente a press-fit y permite la aposición y formación de hueso. Pero para hablar de osteointegración no solo se tienen en cuenta los factores mecánicos como la rugosidad del vástago, sino que es muy importante tener en cuenta factores biológicos del paciente como su calidad ósea y factores biomecánicos como el estrés¹²².

En la actualidad hay más de 15 prótesis y hemiprótesis de carbón pirolítico en el mercado con series publicadas a más de 30 años de seguimiento con buenos resultados y correcta tolerancia. Además, con este material se han eliminado las complicaciones de otros implantes como los detritus, la inflamación y fibrosis, el aflojamiento mecánico, la rotura del implante y la masiva reabsorción de hueso.



HIPÓTESIS Y OBJETIVOS



La pseudoartrosis de escafoides, la enfermedad de Preiser o las fracturas conminutas de escafoides representan un problema complejo con soluciones difíciles y resultados no siempre satisfactorios.

Tras una fractura de escafoides no tratada o incluso en fracturas con un correcto manejo existe un porcentaje de pacientes que evolucionan hacia una pseudoartrosis del escafoides con clínica de dolor, pérdida de movilidad y limitación funcional. Desafortunadamente, encontramos referencias que demuestran que la progresión normal en 5-10 años de una pseudoartrosis es hacia una muñeca SNAC con artrosis, colapso e inestabilidad carpal secundaria. En estos casos el tratamiento aceptado son las cirugías paliativas con buenos resultados en cuanto a control del dolor pero que asocian una limitación funcional con un importante impacto social y económico.

En la actualidad no existe ninguna alternativa a la hora de manejar los pacientes con pseudoartrosis resistentes que no sea recurrir a las técnicas de salvamento nombradas. Por ello, tras revisar diferentes estudios que demuestran la importancia del escafoides como estabilizador del carpo y piedra angular en la biomecánica de la muñeca planteamos la necesidad de buscar una solución a un problema presente no resuelto.

2.1. HIPÓTESIS

Ante la necrosis del polo proximal de escafoides, pseudoartrosis recalcitrante con cambios de muñeca SNAC estadio I y II o en situaciones donde es imposible la reparación quirúrgica primaria, la implantación de una prótesis parcial de escafoides que sustituya los dos tercios proximales, representa una alternativa factible que permite mantener el rango articular de la mano sin modificar la cinemática carpal.

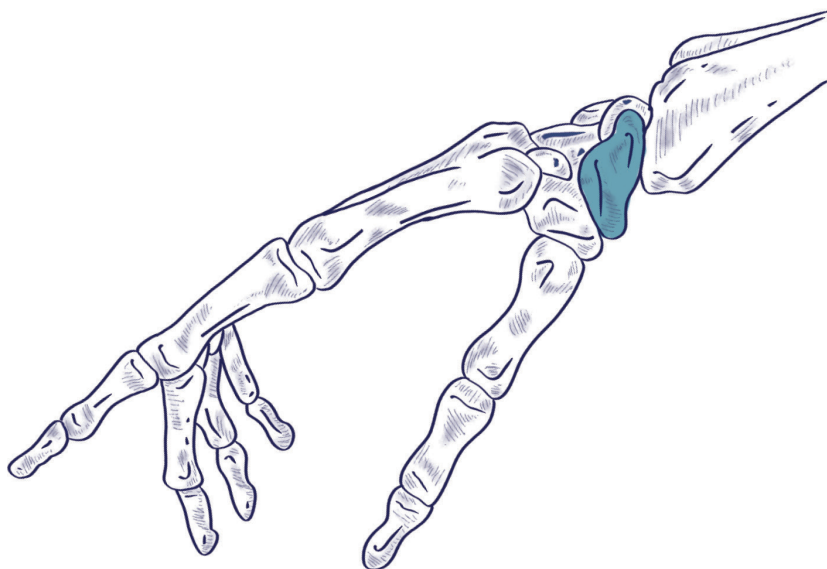
2.2. OBJETIVOS

Objetivo principal:

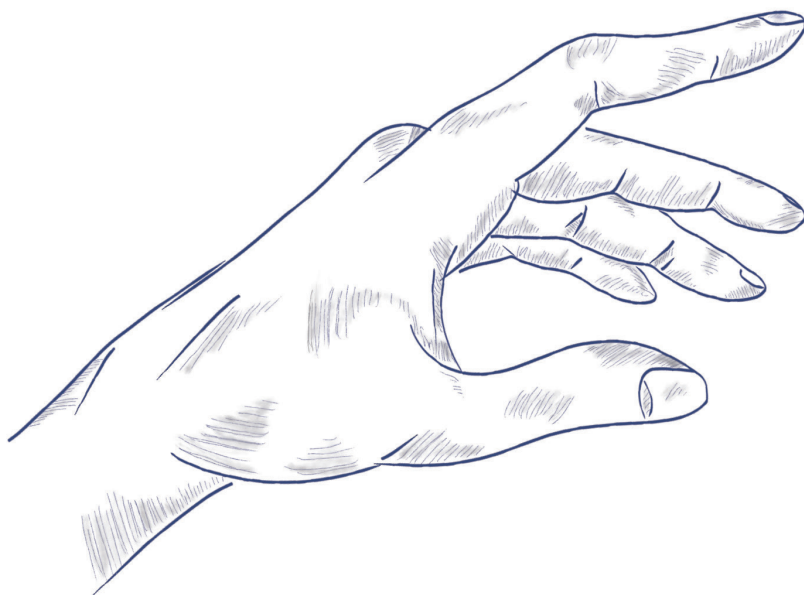
- Diseñar una prótesis parcial de escafoides que respete la morfología y morfometría del mismo. El diseño del implante debe sustituir los dos tercios proximales del hueso, estabilizarse proximalmente mediante una plastia ligamentosa y distalmente anclarse al remanente de hueso escafoides mediante un tornillo retrógrado.

Objetivo secundario:

- Validar experimentalmente la cinética y cinemática de la prótesis parcial de escafoides estabilizada durante los movimientos de flexo-extensión de la muñeca, desviación radial y cubital y el movimiento combinado de lanzar dardos gracias a sistema de fotogrametría Kinescan/IBV®.



MATERIAL Y MÉTODOS



3.1. MATERIAL Y MÉTODOS OBJETIVO PRINCIPAL: DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA

3.1.1. MUESTRA

Inicialmente llevamos a cabo el cálculo del tamaño muestral necesario para evaluar la media poblacional del escafoides humano y así poder diseñar nuestro implante en diferentes tallas. Para ello, se revisan los datos morfométricos de estudios similares publicados, resultando necesario un tamaño muestral aleatorio de 24 escafoides para poder estimar con un nivel de confianza del 95% y una precisión de ± 9 mm la media poblacional del hueso escafoides, el cual está previsto que tenga una variabilidad de referencia de 2.6 mm^{6,129}.

Finalmente, en la realización del estudio morfológico y morfométrico del escafoides hemos dispuestos de 30 piezas de cadáver fresco criopreservado ($-40^{\circ}/-30^{\circ}$) y/o de hueso formolizado procedentes de la Facultad de Medicina (Departamento de Anatomía y Embriología de la Universitat de València). El manejo de las piezas anatómicas se ajusta a las actuales leyes y a la normativa vigente de nuestra institución, siendo aprobado su uso por el comité ético del Hospital Universitario Doctor Peset (Ceim 129/18) y de la Universitat de València (H1494857074740) (Anexo 1 y 2). En el diseño del proyecto se han destinado todas las muestras disponibles por parte de la Facultad, independientemente del cálculo del tamaño muestral realizado previamente, pues se ha tenido en cuenta un posible ajuste de pérdidas.

La extracción de las muestras se realiza en todos los casos mediante un abordaje dorsal, seccionando las uniones ligamentosas al resto de huesos carpales periescafoideos, respetando siempre la cobertura cartilaginosa de las superficies articulares (Figura 10).



Figura 10: Foto tomada de dos escafoides de diferente lateralidad donde se puede apreciar la discrepancia de morfometría y morfología.

Antes de comenzar el análisis se examinan macroscópicamente todas las piezas. Cuatro de estas son descartadas por presentar cambios degenerativos secundarios a patología previa, ya que su análisis aportaría un falso resultado que podría modificar la anatomía y diseño de nuestro prototipo. Finalmente, como se recoge en la siguiente tabla, el número definitivo de escafoides estudiados es de 26 (15 mujeres y 11 hombres) (Tabla 7).

Tabla 7. Datos descriptivos de las piezas anatómicas

Pieza 1	Izquierda	Varón	Pieza 14	Derecha	Mujer
Pieza 2	Derecha	Varón	Pieza 15	Izquierda	Mujer
Pieza 3	Izquierda	Varón	Pieza 16	Derecha	Mujer
Pieza 4	Derecha	Varón	Pieza 17	Izquierda	Mujer
Pieza 5	Izquierda	Mujer	Pieza 18	Derecha	Mujer
Pieza 6	Derecha	Mujer	Pieza 19	Izquierda	Varón
Pieza 7	Izquierda	Mujer	Pieza 20	Derecha	Varón
Pieza 8	Derecha	Mujer	Pieza 21	Izquierda	Mujer
Pieza 9	Izquierda	Mujer	Pieza 22	Derecha	Mujer
Pieza 10	Derecha	Mujer	Pieza 22	Izquierda	Varón
Pieza 11	Izquierda	Varón	Pieza 24	Izquierda	Mujer
Pieza 12	Derecha	Varón	Pieza 25	Izquierda	Varón
Pieza 13	Izquierda	Mujer	Pieza 26	Derecha	Varón

3.1.2. MEDICIÓN MACROSCÓPICA DE LOS ESCAFOIDES

Las 26 piezas escafoideas seleccionadas son en primer lugar medidas macroscópicamente teniendo en cuenta diferentes referencias óseas. El protocolo seguido para la medición macroscópica utiliza un pie de rey o calibrador graduado cada 0.05mm y estudia tanto el eje longitudinal como el grosor del eje transversal. Para evaluar la longitud se coloca un brazo del calibrador a nivel del punto más prominente del polo proximal y el otro brazo tangencial en el polo distal sobresaliente. Además de la medida longitudinal, usando esta línea como referencia se mide perpendicularmente el grosor del escafoides a 3 niveles: cintura escafoidea, polo proximal y polo distal. El grosor de la cintura se valora en la parte más estrecha de la superficie articular para el hueso grande en una dirección perpendicular al eje longitudinal. Mientras que el grosor de ambos polos se calcula también perpendicularmente al eje longitudinal pero situando el calibrador a 2 mm de ápex de la superficie articular proximal y distal respectivamente (Figura 11)¹²⁹.

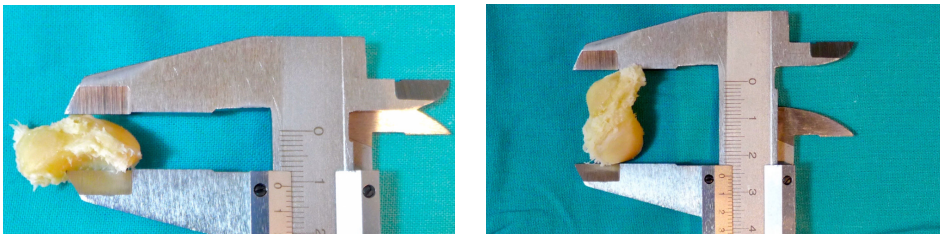


Figura 11. Medición macroscópica de una pieza de escafoides con pie de rey. Imagen superior: Medición del grosor de la cintura escafoidea a nivel de la superficie articular para el hueso grande. Imagen inferior: Medición de la longitud apoyando cada brazo del calibrador sobre ambos polos

3.1.3. MEDICIÓN RADIOLÓGICA DE LOS ESCAFOIDES

En segundo lugar, se ejecuta nuevamente el examen de las 26 piezas pero en esta ocasión mediante pruebas de imagen. El estudio seleccionado consiste en una TC helicoidal de 64 detectores de General Electrics®, efectuando cortes continuos de un grosor de 0.625 mm con un intervalo de corte inferior al grosor del mismo para evitar vacíos. Las imágenes son adquiridas a 120 Kilovolts y la corriente del tubo de rayos es de 335 miliamperios. Los resultados son transferidos a una estación de trabajo de General Electrics® desde donde se realiza la reconstrucción en 3 dimensiones (3D) a partir de los diferentes cortes (Figura 12).

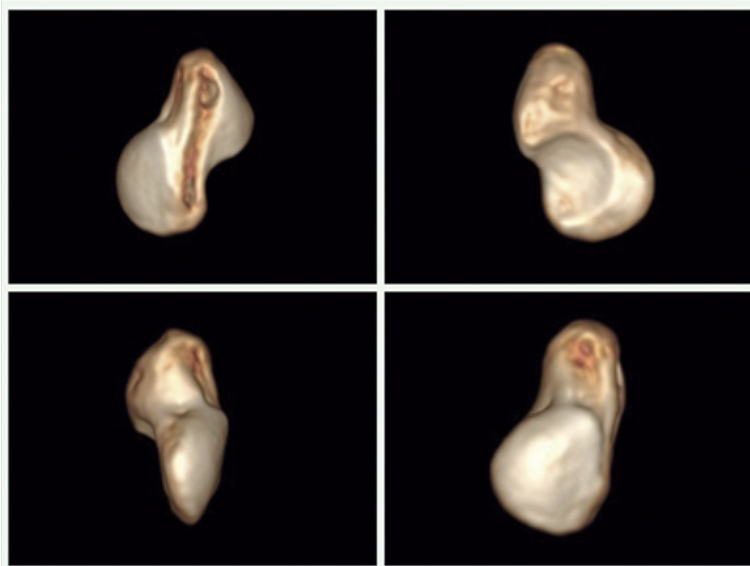


Figura 12. Imagen de reconstrucción en 3D del escafoides desde diferentes planos

La longitud escafoidea es cuantificada sobre las reconstrucciones óseas en 3D de los escafoides y se realiza gracias al software de medición que cuenta con un micrómetro instalado. Básicamente, la longitud la determina el investigador principal midiendo la distancia entre el punto más prominente del polo proximal y del distal. A partir de esta línea de base, en el plano sagital del escafoides se calcula el grosor a nivel central de la cintura escafoidea, a 2 mm del polo proximal y a 2 mm del polo distal, siempre en la medición nos cercionamos de estar perpendicular a la línea del eje longitudinal del escafoides.

3.1.4. DESARROLLO DEL IMPLANTE

En un primer intento por valorar el diseño, estabilidad y funcionalidad de la artroplastia parcial de escafoides estabilizada se ha realizado un prototipo en un material no definitivo, tipo resina Grey, para posteriormente discutir y proponer su construcción en material definitivo como sería el carbón pirolítico (Figura 13).



Figura 13. Imagenes de la impresión en resina Grey de nuestra muestra de escafoides tras la reconstrucción 3D.

La prótesis está diseñada en 3 tallas de 16mm (Small "S"), 18mm (Medium "M") y 20.7mm (Large "L") y en dos lateralidades, izquierda y derecha, para cubrir la variabilidad poblacional que existe en función del tamaño y del sexo. La decisión del tallaje, como posteriormente veremos en la discusión, es fruto de los resultados obtenidos del estudio morfométrico realizado por medición macroscópica con un calibrador y contrastado con la medición digital del estudio de TC 3D.

A partir de las mediciones realizadas comienza el diseño del implante, que se caracteriza por ser totalmente anatómico con una carilla articular casi plana para el semilunar orientada a medial y levemente a palmar. Una cara articular convexa para el radio y una faceta cóncava para el hueso grande que mira a medial y ligeramente a distal. Las diferencias morfométricas entre los distintos tallajes se obtienen a partir de la reconstrucción e impresión en 3D de nuestra muestra de población caucásica. El implante planteado únicamente sustituye las partes de hueso dañadas con escaso aporte vascular, respetando los ligamentos y porciones de hueso sano. De este modo, nuestro diseño reemplaza los 2/3 proximales del escafoides, zona donde asientan el 99% de los casos de pseudoartrosis recalcitrante, respetando el tercio distal del mismo y sus inserciones ligamentosas distales como son el complejo escafo-trapecio-trapezoideo o el ligamento radio-escafo-grande palmar o el intercarpiano dorsal, principales estabilizadores secundarios. Esta idea de sustitución parcial va a favor de nuestro objetivo de crear un implante estabilizado a nivel proximal y distal que actúe respetando por completo la cinemática carpal.

- Reconstrucción de la TC, creación de un sólido e impresión 3D:

A partir de la TC convencional realizada en todos los escafoides se procede a crear un modelo de malla tridimensional gracias al programa de General Electrics® (Figura 14). Para poder imprimir el ejemplar escafoideo generado en 3D es preciso mejorar el escaneo, cerrar el mallado y simplificar el modelo mediante el software Rhinoceros 3D hasta crear un sólido cerrado que nos permita su impresión en resina Grey (Figura 15).

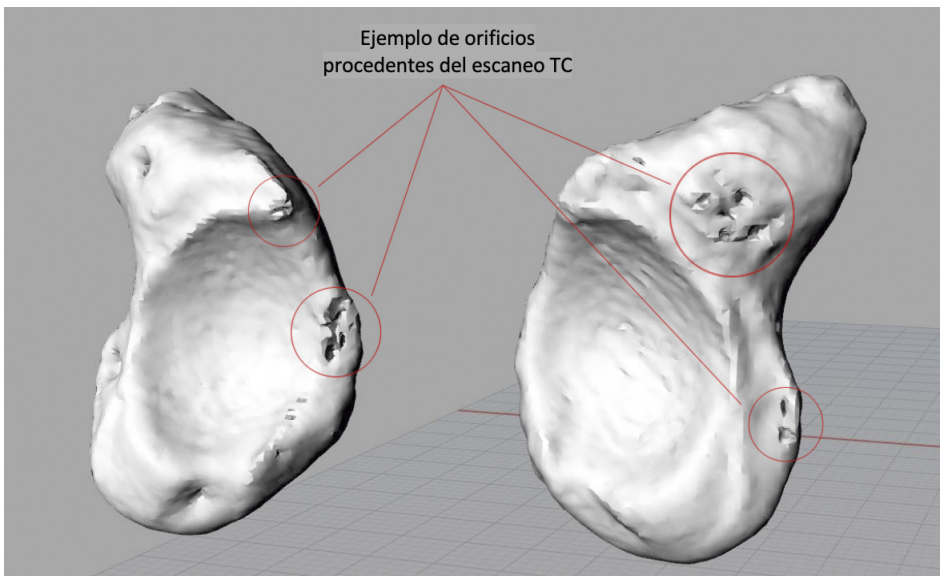


Figura 14. Modelado original en 3D procedente del escaneo TC que debe ser reconstruido, limpiado y cerrado



Figura 15. Evolución de la TC 3D hasta la creación de un sólido listo para su impresión en resina Grey.

- Modificaciones del implante para su estabilización:

Finalizada la fase de reconstrucción, pasamos a realizar una serie de modificaciones sobre los modelos 3D que nos permitan estabilizar al resto del carpo nuestro implante parcial de escafoides.

Primeramente, buscamos la estabilización distal con el remanente de hueso escafoideo y con el complejo ligamentoso escafo-trapecio-trapezoideo. Para ello, diseñamos en el implante una carilla plana *no-articular* a nivel distal, la cual es perpendicular al eje longitudinal de la prótesis parcial. Centrado en esta carilla se realiza mediante el software Rhinoceros 3D un pivote central ciego que se dirige en dirección cubital y proximal, orientado y centrado a lo largo del eje longitudinal de la pieza. El nuevo orificio central creado nos permite el anclaje al remanente distal de hueso escafoides y la compresión entre ambas superficies, resto de hueso escafoideo y cara plana del implante, gracias a un tornillo canulado que se introduce retrógradamente desde palmar. La longitud en la prótesis del orificio central ciego

oscila entre 8.5 y 10 mm, en función del tamaño protésico con un grosor constante de 3.5 mm.

Seguidamente, pretendemos realizar una segunda estabilización pero esta vez a nivel proximal para recrear el ligamento escafolunar y evitar la rotación y flexión del implante. Utilizando el mismo software diseñamos unos túneles proximales confluyentes en el polo proximal del implante que nos permiten pasar una plastia tendinosa proximal entre la prótesis y el hueso semilunar. De este modo se reconstruye el ligamento escafolunar tanto su porción dorsal como la volar. Los canales pasantes tienen un calibre de 3.5 mm, excepto en la talla S del implante donde son de 2.5 mm. El primer orificio está localizado a nivel dorsal del polo distal del escafoides y sale por palmar, creando el segundo orificio. El tercer orificio entra desde la articulación escafo-semilunar hasta confluir en la zona media del canal anterior. De esta forma, tenemos 3 agujeros con túneles confluyentes con forma de T. La salida de los canales es parcialmente roma para evitar dañar la plastia (Figura 16).

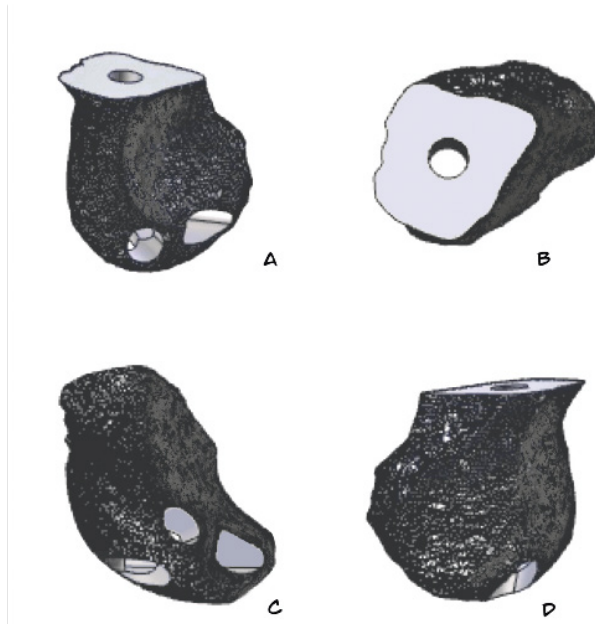


Figura 16. Diferentes vistas del prototipo protésico

A: Visión desde palmar donde se visualiza la cara articular para el hueso grande, semilunar y el orificio central ciego para la estabilización distal así como dos de los tres túneles confluyentes para el paso de la plastia proximal. **B:** Visión desde distal, donde se sitúa la carilla articular plana que se fusiona con el remanente de hueso escafoideo y el orificio central ciego. **C:** Visión desde proximal donde encontramos los 3 orificios conectados para el paso de la plastia proximal. **D:** Visión desde la cara dorsal.

- Procesado e impresión del implante del material no definitivo:

Una vez realizadas las modificaciones para la estabilización proximal y distal el modelo sólido es convertido a un archivo STL específico para la impresión 3D. La impresión se configura mediante el programa Preform con un espesor de 0.025 mm por corte y la impresora de estereolitografía utilizada en nuestro caso es de la empresa Formlabs®, modelo Form2. El material seleccionado para la impresión es la

resina Grey, la cual ofrece una gran calidad, resistencia y permite la ubicación de los soportes de construcción que actúan a modo de andamio para la formación de la pieza (Figura 17).

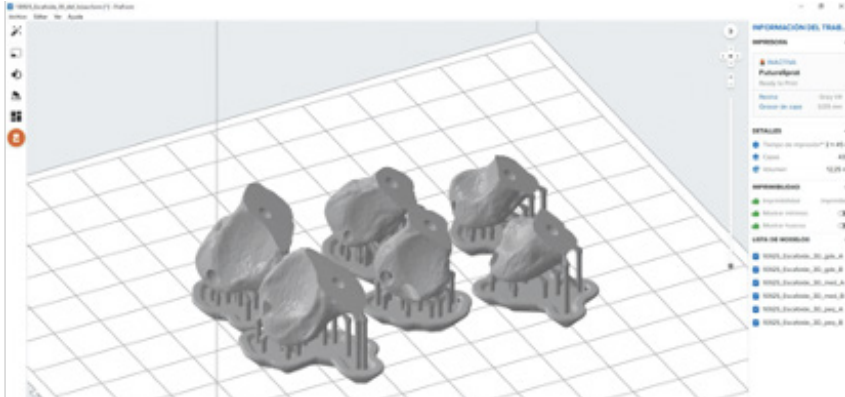


Figura 17. Configuración del modelo de impresión con su andamiaje en la plataforma Preform

Terminada la impresión se procede a retirar de la plataforma las réplicas de los implantes y se introducen en un baño de alcohol isopropílico durante 20 minutos con el fin de eliminar cualquier resto de resina no catalizada que pudiera quedar. Después se secan, y una vez evaporado alcohol isopropílico se introducen durante 1 hora en un horno de curado por luz ultravioleta. A continuación, se retiran los soportes de construcción, se repasan los orificios creados virtualmente y se elimina cualquier resquicio mediante el proceso de lijado.

El diseño final del implante fabricado en el material definitivo, carbón pirolítico, contará con unas modificaciones adicionales a nivel del sistema de fijación distal que no se han podido realizar en el implante de resina Grey por las propiedades mecánicas del material. Dichas evoluciones buscan conseguir una mayor fijación, compresión y biointegración hueso-prótesis. Para ello, la

carilla plana distal que se une al remanente de hueso escafoides tendrá un recubrimiento poroso de un material bioactivo como la hidroxiapatita, que permite aumentar la fuerza de unión en la interfase disminuyendo los micromovimientos pero sin formar hueso^{130,131}. Con la finalidad de amplificar esta fijación, distribuir las cargas sobre el perímetro del implante y permitir un ajuste antirrotacional por fricción, el sistema de conexión entre el orificio central ciego y el tornillo canulado es de tipo cono morse. Por último, remarcar que el orificio central ciego llevará diseñada una rosca complementaria a la del tornillo tronco-cónico, el cual presenta un cambio de rosca que se modifica a lo largo de su eje para ejercer mayor compresión entre las dos superficies (Figura 18).

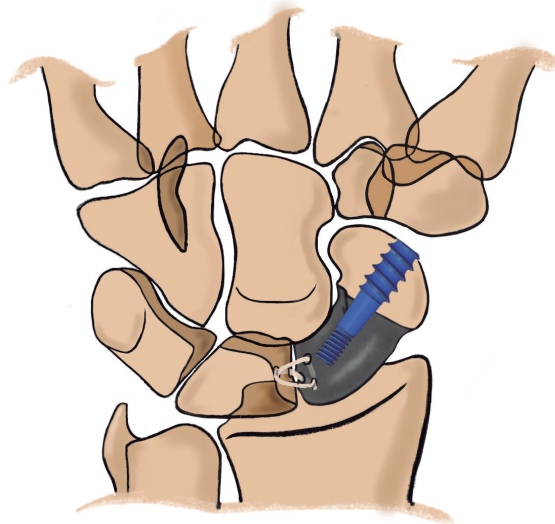


Figura 18. Imagen de la prótesis posicionada en el carpo con su fijación distal mediante un tornillo canulado de rosca parcial y a nivel proximal mediante una plastia ligamentosa. Características detalladas del tornillo

3.2. MATERIAL Y MÉTODOS OBJETIVO SECUNDARIO: FASE EXPERIMENTAL

3.2.1. MUESTRA

Inicialmente llevamos a cabo el cálculo del tamaño muestral necesario para comparar dos medias de movilidad de la muñeca: antes de la intervención quirúrgica y tras la colocación del implante protésico estabilizado. Para encontrar diferencias estadísticamente significativas realizamos una comparación unilateral con un nivel de confianza del 95%, un poder estadístico del 80%, una precisión de 6° y con una desviación estándar de $\pm 4^\circ$ para la desviación radial y de $\pm 3.8^\circ$ en la desviación cubital¹³². La muestra calculada necesaria para lograr dichos valores es de 5 antebrazos en cada grupo.

Finalmente, para la realización del estudio se han empleado 10 extremidades superiores frescas, conservadas por congelación a $-30^\circ/-40^\circ$, procedentes de cadáveres de donantes voluntarios de la Facultad de Medicina (Universitat de València). Nuevamente, la utilización de las piezas anatómicas cuenta con la aprobación del comité ético y respeta la leyes actuales según la normativa de nuestra institución (Anexo 1 y 2). De esta muestra inicial, 4 son descartadas. La primera de ellas es retirada porque presenta patología degenerativa secundaria a una fractura de radio distal previa. Otra es empleada para la validación y mejora de la fase experimental y finalmente desechada sin ser incluida en el estudio. Las otras dos extremidades restantes no se han empleado tras su disección pues se dejan preparadas por si existiera alguna complicación o deterioro durante los montajes.

De este modo se han destinado en el ensayo experimental un total de 6 antebrazos (4 derechos y 2 izquierdos). Con una edad media de 77.5 años (rango: 65-87).

3.2.2. PREPARACIÓN DE LAS PIEZAS ANATÓMICAS

En primer lugar, se seleccionan las 10 piezas anatómicas a estudio. Se tratan de brazos que incluyen desde los dedos hasta la articulación del codo, 5 de los cuales han sido previamente desarticulados por debajo de la cabeza del radio. Es importante que sean antebrazos de cadáveres frescos congelados a una temperatura inferior de -30° y nunca servirán piezas formolizadas pues en estos casos se alteran las propiedades elásticas de los tendones y ligamentos.

El protocolo para la preparación es siempre el mismo. Las piezas se extraen de la cámara frigorífica 12 horas antes para que el proceso de descongelación se realice a una temperatura ambiente en la sala de disección de anatomía. Inicialmente se realiza una incisión en piel hasta la fascia muscular y se extrae la piel y el tejido subcutáneo en bloque. Esta piel es guardada para cubrir las piezas hasta que sean utilizadas, de este modo evitamos la necrosis de los tejidos por congelación directa (Figura 19).



Figura 19. Visión dorsal y volar de los antebrazos para empezar a preparar una vez ha sido retirada la piel y el tejido celular subcutáneo

Seguidamente, se lleva a cabo la desarticulación del codo en aquellas muestras que lo mantenían y de las articulaciones metacarpofalángicas, incluida la articulación del pulgar.

En segundo lugar pasamos a identificar y aislar los tendones de tracción sobre los que aplicaremos las cargas. En la zona dorsal se localiza el *extensor carpi ulnaris* (ECU), el *extensor carpi radialis longus* (ECRL), el *extensor carpi radialis brevis* (ECRB) y el *abductor pollicis longus* (APL). Mientras que en la zona palmar encontramos el *flexor carpi radialis* (FCR) y el *flexor carpi ulnaris* (FCU). Una vez referenciados y tras verificar que los retináculos de los tendones extensores del estudio están íntegros se incide sobre la cuarta corredera extensora y se extirpan los tendones extensores: *extensor digitorum communis*, *extensor indicis proprius*, *extensor digiti quinti*, *extensor pollicis longus* y *extensor pollicis brevis*, preservando el resto de correderas. La

misma operación se realiza a nivel flexor, sustrayendo: *flexor digitorum profundus*, *flexor digitorum superficialis* y *flexor pollicis longus*. Así como con los vasos y nervios del antebrazo. El *palmaris longus* (PL), también conocido como palmar menor se retira y mantiene humedecido en suero fisiológico para posteriormente realizar la plastia ligamentosa. En tres de las diez piezas anatómicas no encontramos PL. Finalmente, se salvaguardan en nuestras muestras únicamente los tendones de tracción, a los que se les retiran los vientres musculares para permitir el anudado correcto de las cuerdas de tensión sobre las que aplicar las cargas. En la mano, los músculos de la eminencia tenar, hipotenar e interóseos son respetados pero no los lumbricales.

De este modo, nos encontramos con los antebrazos donde mantenemos todas las estructuras óseas de carpo, metacarpo y antebrazo, la cápsula articular y los ligamentos mediocarpales, radiocarpales e intercarpales, la membrana interósea y el *pronator quadratus*, así como los tendones de tracción con sus retináculos íntegros (Figura 20).



Figura 20. Visión dorsal y volar del antebrazo donde se visualizan los principales tendones de tracción con las suturas tendinosas

Por último, se procede a valorar si la pieza se encuentra en buenas condiciones con una osteología carpal sana para la realización del estudio. Utilizando un equipo de fluoroscopia XIScan® 4400 se evalúa la muñeca y el carpo en proyección antero-posterior y perfil. El fin es descartar que existan fracturas previas del escafoides, consolidadas o no, que alteren su morfología y biomecánica, fracturas de otros huesos carpales o de la muñeca. También se evalúan desplazamientos intercarpales o posiciones anómalas de los huesos secundarios a lesiones ligamentosas.

Tras comprobar la viabilidad de la pieza procedemos a la colocación de las suturas tendinosas para aplicar posteriormente las cargas. Empleamos una sutura de monofilamento sintético con fibras de Polidioxona (PDS de 1 mm Ethicon Johnson and Johnson®). Para la fijación de estas utilizamos una técnica de sutura tipo Krakow con 3 bloqueos como mínimo en cada tendón. Del cabo libre del hilo se corta la aguja y se realiza un nudo doble bloqueado sobre una arandela de acero de 20 mm. Por último, se coloca una aguja Kirschner a nivel de la estiloides cubital y otra en la estiloides radial.

Una vez preparadas las 10 piezas son trasladadas al Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV) donde se guardan en un frigorífico mientras se prepara el sistema de montaje.

3.2.3. MONTAJE DE LAS PIEZAS Y SISTEMA DE MEDIDA

3.2.3.1. Montaje del sistema de sujeción

En los quirófanos del IBV se realiza el montaje de los antebrazos sobre un soporte rígido de madera fijado a cúbito y radio con pines roscados que únicamente permiten movimientos radiocarpales y mediocarpales sin que existan rotaciones del antebrazo. El diseño del soporte rígido sobre el que se realizan los movimientos de la muñeca se desarrolla tras revisar en la literatura diferentes métodos para el estudio cinemático y cinético, siendo muy similar al propuesto por Blankenhorn y Kaufmann^{92,133}.

Para la colocación en el soporte se orienta el antebrazo en pronosupinación neutra. Se entiende como pronosupinación neutra la posición del radio relativa al cúbito cuando el codo está flexionado a 90° y el pulgar apuntando al hombro¹³⁴. A continuación, medimos la longitud del antebrazo y brocamos en cúbito y en radio dos orificios equidistantes a nivel de la unión de tercio medio y proximal y a nivel del tercio medio y distal. Seguidamente, se introducen 4 pines roscados de 4 mm que se fijan con tuercas y mariposas de acero al hueso y también sobre una plataforma de madera rígida (Figura 21-A). En todos los casos es importante comprobar que ningún pin interfiere con el trayecto del tendón al aplicar las cargas. Por último, guiado por escopia procedemos al posicionamiento de las agujas Kirschner sobre las que colocaremos los marcadores. La primera se sitúa a nivel del margen dorsal del escafoide, la segunda en la zona dorsal del semilunar y la última se introduce en la diáfisis del

tercer metacarpiano desde la cabeza del mismo.

El soporte de madera del antebrazo se fija posteriormente a una mesa de trabajo en posición vertical mediante dos prensas neumáticas. Verificando que no existen movimientos ni desplazamientos al aplicar cargas (Figura 21-B).



Figura 21. A: Fijación en quirófano del antebrazo sobre el soporte rígido B: Montaje en posición vertical sobre una mesa de trabajo

3.2.3.2. Sistema de medida

3.2.3.2.1. Sistema de captura de movimiento

Para el registro del movimiento se utiliza un sistema de fotogrametría Kinescan/IBV®. Este sistema permite, a partir de la información grabada en vídeo por diez cámaras, obtener las coordenadas en tres dimensiones de un conjunto de marcadores fijados a segmentos corporales (antebrazo y huesos del carpo)¹³⁵. Inmediatamente, gracias al algoritmo descrito por Page es posible calcular el movimiento angular de los segmentos/huesos analizados¹³⁶.

En las siguientes tablas se recogen las características del sistema de detección y de las cámaras (Tabla 8 y 9):

Tabla 8. Características del sistema Kinescan/IBV®



Sistema Kinescan/IBV®	Características técnicas
	<p>10 cámaras de vídeo con iluminación infrarroja integrada</p> <p>Frecuencia de captura: 250 Hz</p> <p>Rango de medida: 0º-360º</p> <p>Resolución: 0.01º</p> <p>Error<1º</p> <p>Digitalización en tiempo real</p>

Tabla 9. Características de las cámaras empleadas

Cámara OptiTrack Modelo S250e		
Resolución	832x832 píxeles	
Óptica	5.5 mm F#1.8	
Filtro	800nm IR	
Iluminación	96 leds IR	
Base de datos	Ethernet/Poe	

Para evitar la posible ocultación de marcadores se dispone de diez cámaras colocadas uniformemente en diferentes puntos angulares alrededor de la zona de adquisición para lograr la reconstrucción tridimensional con un error inferior a 1 mm en posición e inferior a 0.05º en desplazamiento angular¹³⁷.

3.2.3.2.2. Modelo de marcadores

El sistema Kinescan/IBV® permite registrar y procesar los datos de movimientos de conjuntos de marcadores colocados

sobre la muestra a analizar, proveyendo de seis grados de libertad: tres traslaciones correspondientes a los ejes espaciales XYZ y tres rotaciones correspondientes a los ángulos de Euler (Azimut (prono-supinación), elevación (flexo-extensión) y rotación (desviación radial y cubital)).

Cada sistema de marcadores se forma por la agrupación de 3 marcadores reflectantes fijados sobre su soporte rígido (aguja Kirschner fijada al hueso). Se utiliza un conjunto de 3 sistemas de marcadores para el registro del carpo conectados sobre las agujas Kirschner colocadas percutáneamente en el hueso escafoides, el hueso semilunar y el tercer metacarpiano. El tercer metacarpiano se encuentra fuertemente unido al hueso grande sin que exista prácticamente movimiento entre ellos. Por ello, el tercer sistema de marcadores colocado en el tercer metacarpiano nos permite estudiar el movimiento del hueso grande. Además, este último marcador se utiliza para el estudio del movimiento global de la muñeca según la Sociedad Internacional de Biomecánica¹³⁴.

Adicionalmente, se utilizaron dos marcadores reflectantes aislados sobre las agujas colocadas en la zona media de la estiloides radial y cubital, punto que se considera posición neutra de la muñeca con 0° de flexo-extensión y 0° de desviación radio-cubital.

El análisis de movimiento con el sistema Kinescan/IBV® permite extraer para cada fotograma la posición relativa de los marcadores colocados sobre el antebrazo y carpo, y a partir de esa información obtener los ángulos relativos de estos (Figura 22).

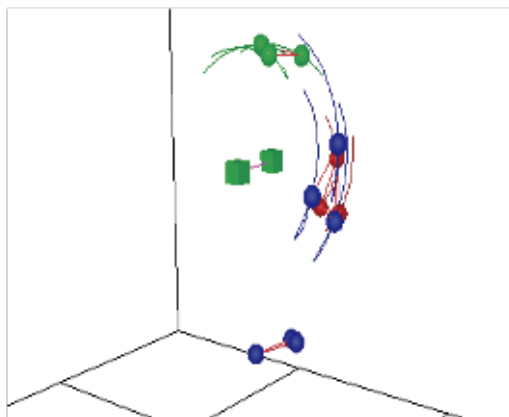


Figura 22. Registro de movimiento con los marcadores (Kinescan-IBV®)

3.2.3.2.3. Sistema de aplicación de cargas

La aplicación de cargas sobre los 6 tendones preparados se realiza de forma manual siempre por el mismo investigador y de manera sincrónica a través de unas argollas de tracción que permiten el movimiento libre simulando el control muscular estándar. Para el inicio del registro orientamos el antebrazo a estudio en la mesa de trabajo en posición vertical a 0° de flexo-extensión, 0° de desviación y 0° de prono-supinación, punto de partida que se gradúa como 0 N y desde donde se aplica la tracción siguiendo la dirección fisiológica de los tendones.

Se utiliza un sistema de células de carga para el registro de las fuerzas de tracción aplicadas en cada momento en los tendones. Este sistema permite a partir de galgas extensométricas colocadas en su interior, traducir la fuerza aplicada a una señal eléctrica medible. Seguidamente, mediante algoritmos, la señal eléctrica se traduce nuevamente al valor de la fuerza aplicada.

Tanto la señal de movimiento como la de carga se obtienen y registran simultáneamente.

3.2.4 PROTOCOLO DE MEDIDA Y CÁLCULO CINEMÁTICO

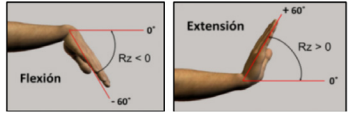
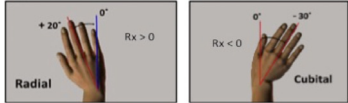
3.2.4.1. Protocolo de medida

Cada antebrazo fue evaluado en dos sesiones de medida con el mismo procedimiento:

- Sesión 1 (PRE): Antes de la implantación protésica. Análisis del carpo sin alteraciones quirúrgicas.
- Sesión 2 (POST): Análisis del carpo tras la implantación de la prótesis parcial de escafoides estabilizada.

Todas las valoraciones fueron llevadas a cabo en el laboratorio de análisis de movimiento del IBV. En cada sesión se evalúa, siempre en el mismo orden, los movimientos de flexión y de extensión (F-E), de desviación radial y cubital (DR-DC) y el movimiento de lanzar dardos (DTM) (Tabla 10). Para determinar el movimiento se toma como punto de partida la posición máxima opuesta, pasando por la posición neutra hasta alcanzar el movimiento máximo. Es decir, definiremos como movimiento de flexión el movimiento que hay desde la máxima posición de extensión a la máxima posición de flexión y por ejemplo, el movimiento de desviación radial como el movimiento que se genera desde la máxima posición de desviación cubital a la máxima posición de desviación radial.

Tabla 10. Movimientos de la muñeca analizados durante la fase experimental

F-E	Movimiento de flexo-extensión	
DR-DC	Movimiento de desviación radial y cubital	
DTM	Movimiento de lanzar dardos: Movimiento combinado de extensión + desviación radial a flexión + desviación cubital	

Para cada movimiento completo descrito se efectúan dos mediciones de 60 segundos de manera consecutiva donde se registran varios ciclos de movimiento, entendiendo por ciclo el movimiento de flexo-extensión completo, desviación radio-cubital completo o de DTM completo. Durante cada medición de 60 segundos se aplica una frecuencia de muestreo de 100 Hz. Los planos de movimiento son el sagital "RZ" (movimiento de flexión-extensión), coronal o frontal "RX" (movimiento de desviación radial y cubital) y eje longitudinal "RY" (movimiento de pronación-supinación) (Figura 23).

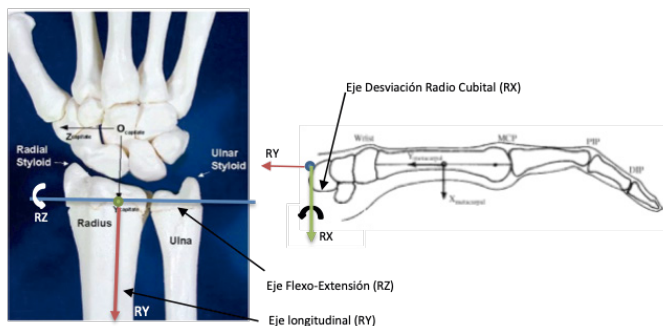


Figura 23. Sistema de referencia anatómico utilizado en el estudio para describir los ejes de orientación

A: Vista dorsal de la muñeca en un fantoma. Se aprecia el eje de flexo-extensión (RZ) (**azul**) y eje de longitudinal de prono-supinación (RY) (**rojo**). **B:** Vista sagital de la muñeca donde se ve el eje de desviación radio-cubital (RX) (**verde**).

3.2.4.2. Cálculo cinemático

Durante la realización de las distintas pruebas se registra el valor de movimiento rotacional del escafoides, semilunar y hueso grande en los tres ejes espaciales respecto del antebrazo desde la posición de prono-supinación neutra de referencia. Dicha posición neutra de referencia de la muñeca, flexo-extensión neutra y desviación radial y cubital neutra, se define como la alineación del eje longitudinal del tercer metacarpiano con el eje longitudinal del antebrazo¹³⁴. El movimiento global de la muñeca se calcula como el movimiento del tercer metacarpiano respecto al radio.

Por último, el movimiento de rotación es referido respecto al eje anatómico de flexo-extensión y desviación radial-cubital propuesto por la Sociedad Internacional de Biomecánica para el movimiento de la articulación de la muñeca¹³⁴. Para este estudio se calcula la cinemática de los huesos escafoides, semilunar y hueso grande respecto al sistema de referencia radio-cubital.

Los datos cinemáticos obtenidos son filtrados usando una media móvil de longitud de ventana de 100 milisegundos. Dicho filtrado permite realizar un aislamiento de la señal para eliminar el ruido inducido por el sistema de captura y detectar los patrones de movimientos reales para el posterior análisis de datos¹³⁸. Para cada señal registrada, ángulo de rotación y fuerza, se calcula su ciclo promedio (Figura 24 y 25). Previamente a dicha tarea se normalizaron cada uno de los ciclos de forma separada con el fin de obtener señales con el mismo número de puntos. Este paso es necesario para poder operar con las señales y obtener medidas y desviaciones típicas de cada movimiento.

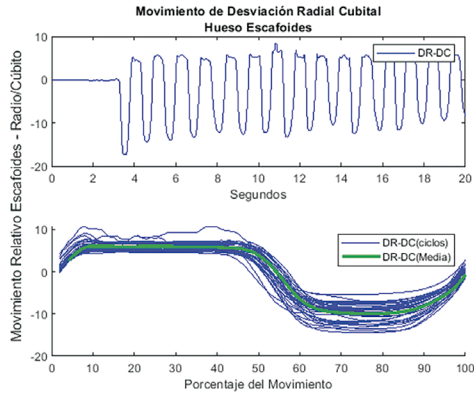


Figura 24. Registro del movimiento escafoideo con los movimientos de desviación radio-cubital

En la **parte superior** se muestra un ejemplo del tipo de señal obtenida en el hueso escafoides bajo un movimiento de desviación radial (DR) y desviación cubital (DC). Dicha gráfica presenta la variación del ángulo en grados a lo largo de la prueba con una frecuencia de captura de 100 fotogramas/segundo. La **gráfica inferior** muestra el ciclo promedio obtenido (curva verde) del conjunto de ciclos individuales ejecutados en la prueba (superposición de curvas azules).

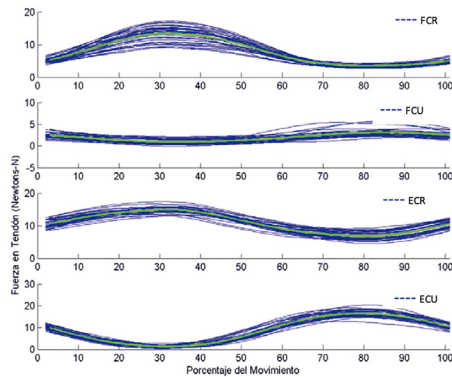


Figura 25. Ejemplo de la fuerza promedio aplicada en cada ciclo en los diferentes tendones

Se muestra la fuerza para el FCR (1), para el FCU (2), para ECR (3) y para el ECU (4) durante la desviación radio-cubital. En azul se representan todos los ciclos realizados en el ensayo normalizado durante el movimiento de desviación radio-cubital tras ser filtrados y en verde se muestran las curvas de fuerza promedio aplicada a cada tendón involucrado.

3.2.5. INTERVENCIÓN QUIRÚRGICA: PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA

Tras finalizar la sesión de medición en los 6 antebrazos sin alteración de la anatomía carpal (sesión PRE), procedemos a la extracción del antebrazo de la mesa de trabajo vertical para llevar a cabo la exéresis de los 2/3 proximales de escafoides, simulando una fractura no consolidada o una necrosis ósea del polo proximal e implantar la prótesis.

Para ello, en primer lugar, realizamos una incisión dorsal a nivel del tercer compartimento y se separa el suelo retinacular creando dos colgajos retinaculares retraídos hacia ambos lados. No es preciso rechazar a radial el *extensor pollicis longus* puesto que ya ha sido retirado en la preparación anatómica. Posteriormente, se realiza una capsulotomía dorsal transversa de base radial mediante la técnica descrita por Berger y Bishop, siguiendo el ligamento intercarpiano dorsal, el radio-piramidal y el borde dorsal del radio hasta la estiloides radial (Figura 26)²⁸. De este modo, queda expuesta la primera fila del carpo para el análisis de las superficies articulares. En este momento, realizaremos una estiloidectomía para disminuir la hiperpresión escafoidea y seguidamente se procede a seccionar completamente el ligamento escafolunar. A continuación, se estudia el escafoides y con ayuda de un escoplo realizamos una osteotomía controlada a nivel de la unión del tercio distal con el tercio medio, perpendicular a su eje longitudinal, simulando una fractura no consolidada. Una vez realizada la osteotomía sacamos la pieza proximal de escafoides previa sección las inserciones ligamentosas que pudieran mantenerse como el ligamento radio-escafo-grande en

la porción lateral de la cintura o del ligamento escafo-piramidal dorsal. Para lograrlo se utiliza de manera cuidadosa un bisturí con hoja del 15, una espátula de pequeño tamaño y una tijera de Metzem-Baum.

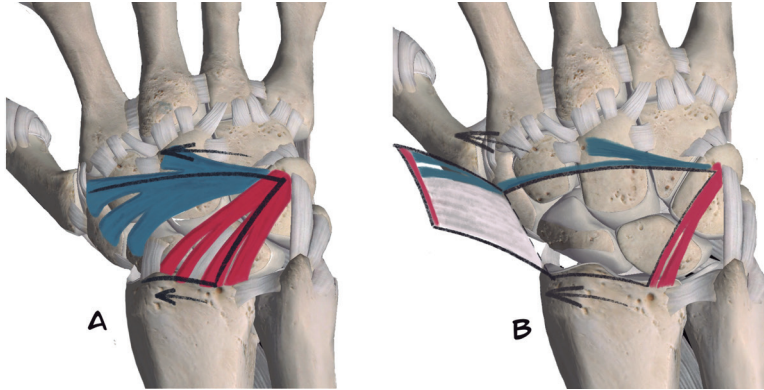


Figura 26. A. Abordaje descrito por Berger y Bishop siguiendo el ligamento radio-piramidal dorsal (rojo), intercarpiano dorsal (azul) y borde dorsal del radio. En la imagen B se visualiza expuesta la primera hilera del carpo tras generar el colgajo capsular con base radial.

Una vez en la mesa, medimos la pieza ósea del fragmento de escafoides retirado, comparamos con los implantes disponibles en 3 tallas y seleccionamos el más similar, teniendo en cuenta la lateralidad.

Antes de pasar a la colocación del implante preparamos el hueso semilunar para poder realizar la estabilización proximal mediante una ligamentoplastia. En primer lugar, se labra un canal en la zona dorsal y central del semilunar de 3.2 mm hasta la zona central palmar, saliendo a nivel yuxtarticular. Con ayuda de un recuperador de hilos pasamos la plastia del PL de la cara palmar a la cara dorsal del semilunar. A continuación, introducimos el

cabo palmar de la plastia por el orificio de la prótesis orientado hacia volar saliendo por la abertura dorsal del implante escafoideo, creando así un sistema de 360°. El otro extremo de la plastia, localizado a nivel del orificio dorsal del semilunar, se introduce por la abertura más dorsal del implante escafoideo para salir por el orificio orientado hacia la articulación escafo-semilunar. Por último, se tensan los cabos, comprobando que se cierra y reduce el espacio escafo-lunar y se aproximan dichos extremos para más adelante suturarlos sobre sí mismos. De este modo, se reproduce el ligamento escafolunar en su parte dorsal y volar, con un refuerzo adicional, creando una plastia anudada en forma de "X" que evita la flexión y rotación del implante que tendría lugar por las fuerzas generadas por el ligamento escafo-trapecio-trapezoideo.

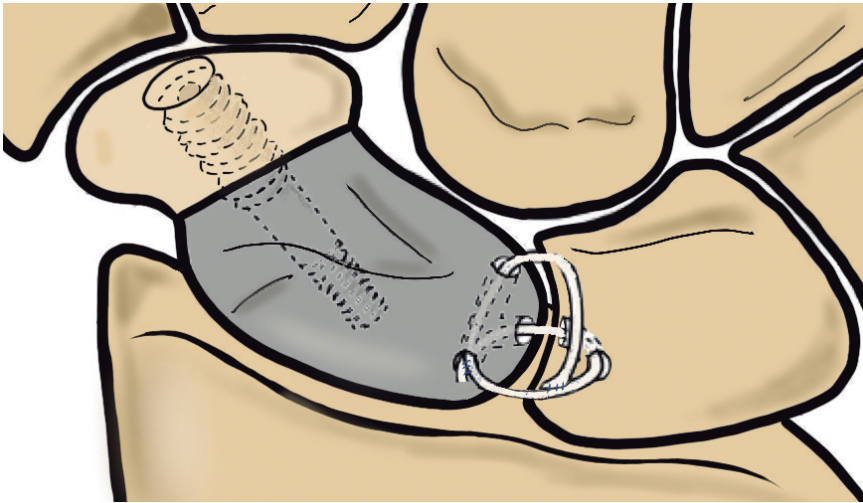


Figura 27. Imagen del implante estabilizado distalmente al remanente de hueso escafoides y a nivel proximal al hueso semilunar

Una vez pasada la plastia tendinosa entre el escafoides y el semilunar procedemos a realizar la estabilización distal (Figura 27). Con el fin de facilitar la inserción percutánea del tornillo de manera retrógrada colocamos la muñeca en extensión y desviación cubital sobre el soporte de sujeción rígido, aconsejamos girar dicho soporte 90° para ayudar a la inserción de la aguja. Esta maniobra permite desplazar el trapecio a dorsal proporcionando una mejor entrada de la aguja guía percutánea. El punto de entrada se localiza en una posición centrada en la tuberosidad del escafoides en el plano lateral y frontal y se dirige hacia la zona proximal, dorsal y cubital del polo proximal, siguiendo el orificio central ciego tallado en el implante. Colocada la aguja guía se comprueba por escopia, una vez más, su correcta posición, alineación y longitud. Seguidamente, se realiza con el bisturí una incisión en el punto de entrada palmar de la aguja y se profundiza hasta alcanzar el polo distal del escafoides mediante un hemostato pequeño, realizando siempre una disección roma. A continuación, con un medidor de profundidad se determina la longitud del tornillo. Es importante restar entre 2 y 4 mm a la medición obtenida para garantizar que la porción distal y proximal del tornillo queden completamente enterradas. Por último, brocamos el canal sobre el remanente de hueso, siempre a través de la aguja guía e introducimos el tornillo autorroscante de la gama Acutrak 2® mini con un diámetro en la punta de 3.4 mm y de 3.6 mm en la cabeza. Al ser un implante de resina Grey la introducción del tornillo nos permite autoterrajar su propia rosca en el orificio central ciego del implante. Sin embargo, como ya vimos anteriormente, el implante definitivo cuenta con la rosca creada en el orificio central ciego para el tornillo tronco-cónico.

Para finalizar, comprobamos la correcta colocación del implante y procedemos al tensado y sutura de la plastia del nuevo ligamento escafolunar creado. La sutura se realiza sobre sí misma con puntos sueltos no reabsorbibles de monofilamento de 3-0 en la cara dorsal del escafoides.

Una vez evidenciada la idoneidad de la reconstrucción ligamentosa, el cierre capsular es sencillo, llevando la cápsula revertida a la cápsula residual. Se sutura con hilo reabsorbible de 2-0, aproximando los bordes de ambas sin tensión. A continuación, se procede al cierre retinacular controlando nuevamente que no exista una tensión excesiva.

3.2.6. PROCESAMIENTO Y ANÁLISIS DE DATOS: ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para el análisis estadístico se consideran los ciclos del movimiento promedio para cada medida, sujeto y sesión. Adicionalmente, se analizan los rangos máximos y mínimos para cada movimiento: ciclos completos de flexo-extensión, desviación radial y cubital y movimiento de lanzar dardos.

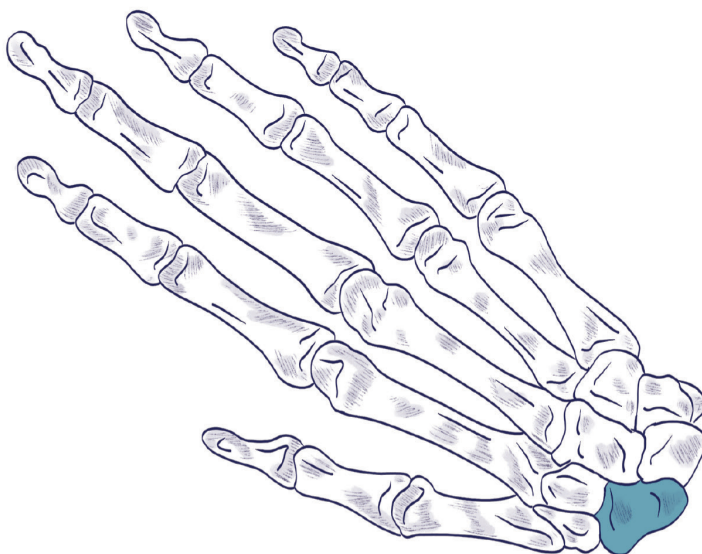
Se llevan a cabo los siguientes análisis:

- Análisis exploratorio de datos, incluyendo el control de los posibles valores atípicos (outliers) y test de normalidad (Ryan-Joiner) para cada una de las variantes analizadas.
- Test T de muestras pareadas para analizar la efectividad del implante. Este análisis se lleva a cabo para com-

parar el comportamiento cinemático del antebrazo cadavérico antes del implante (PRE) y después del implante (POST) en todos los huesos.

- Test T de muestras pareadas para las diferencias en el movimiento entre el hueso escafoides y semilunar antes del implante (PRE) y después del implante (POST).
- Análisis gráfico para comparar el comportamiento cinemático del antebrazo cadavérico antes del implante (PRE) y después del implante (POST)
- Análisis gráfico y Test de los signos de muestras pareadas para el análisis de la relación fuerza desplazamiento para cada movimiento y tendón involucrado antes del implante (PRE) y después del implante (POST).
- Se aplica un nivel de confianza del 95%. Por lo que se considera significación estadística un valor de p menor de 0.05.

Todos los cálculos y el análisis estadístico se llevan a cabo con el Software MATLAB 2014a y R respectivamente.



RESULTADOS



4.1. DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA

4.1.1. ESTADÍSTICA DESCRIPTIVA DE LA MUESTRA DE ESCAFOIDES

Nuestra muestra final consta de 26 piezas de escafoides humanos tomados de cadáveres frescos congelados y/o formolizados, pues 4 han sido desechadas por presentar cambios artrósicos. De ellas, 14 son escafoides izquierdos (53.85%) y 12 derechos (46.15%).

La edad media de la muestra es de 70.38 años (rango: 53-89 años). Respecto al sexo, 15 escafoides pertenecen a mujeres (57.69%) mientras que 11 a varones (42.31%). De las piezas anatómicas, 4 de ellas son tomadas de cadáveres independientes. Sin embargo, las otras 22 son los huesos de ambos lados del mismo cadáver (Tabla 11).

Tabla 11. Datos descriptivos (sexo y lateralidad) de nuestra muestra de piezas escafoideas

		Frecuencia	Porcentaje %
Sexo	Mujer	15	57.69
	Varón	11	42.31
	Total	26	100.0
Lateralidad	Derecha	12	46.15
	Izquierda	14	53.8
	Total	26	100.0

En la siguiente tabla se muestran los valores medios obtenidos con la medición macroscópica realizada con calibrador que tasa la longitud media de los escafoides, el grosor medio a nivel de la cintura, a nivel del polo proximal y del polo distal. Se diferencia en la columna 2 y 3 los valores medios en función del sexo (Tabla 12).

Tabla 12. Valores medios obtenidos con la medición macroscópica con calibrador

	N total =26 Media (rango)	N Mujeres= 15 Media (rango)	N Varones= 11 Media (rango)
Longitud media (mm)	26.24 (23-31)	25.28 (23-28.5)	27.54 (23.5-31)
Grosor medio cintura (mm)	9.66 (8-11.9)	9.40 (8.1-11.5)	10.01 (8-11.9)
Grosor medio del polo proximal (mm)	5.14 (4-7)	5.06 (4-6)	5.42 (4.5-7)
Grosor medio del polo distal (mm)	6.39 (5-9)	6.08 (5-7)	6.8 (5.5-9)

La media del eje longitudinal tras la medición macroscópica con calibrador en los hombres es de 27.54 mm [rango: 23.5-31]. En las mujeres obtenemos una longitud media de 25.28 mm [rango: 23-28.5]. El escafoides masculino también es más ancho respecto al de la mujer en todos los puntos tasados. Presenta un grosor medio a nivel de la cintura de 10.01 mm [rango: 8-11.9] respecto a los 9.40 mm [rango: 8.1-11.5] de las mujeres. El resultado medio del grosor a nivel del polo proximal en los hombres es de 5.42 mm [rango: 4.5-7] mientras que en las mujeres se obtiene un valor medio de 5.06 mm [rango: 4-6]. El polo distal cuenta con resultados mayores respecto al proximal pero manteniendo la constante de sexo donde las mujeres presentan un menor tamaño: 6.08 mm [rango: 5-7] frente a 6.8 mm [rango: 5.5-9] en varones.

A continuación, en la tabla siguiente volvemos a analizar los mismo parámetros de longitud y grosor pero en esta ocasión tras la medición digital realizada en el sistema de General Electrics® que dispone de un software de medición con un micrómetro para calcular sobre la TC de reconstrucción 3D (Tabla 13).

Tabla 13. Valores medios obtenidos con la medición digital mediante TC 3D

	N total =26 Media (rango)	N Mujeres= 15 Media (rango)	N Varones= 11 Media (rango)
Longitud media (mm)	25.72 (22.7-29.5)	25.09 (22.7-28.5)	26.58 (24.1-29.5)
Grosor medio cintura (mm)	9.08 (7.52-11)	8.78 (7.52-9.92)	9.49 (8-11)
Grosor medio del polo proximal (mm)	4.96 (4.09-6.1)	4.79 (4.09-6.1)	5.19 (4.5-6)
Grosor medio del polo distal (mm)	6.91 (5.7-8)	6.71 (5.77-7.7)	7.17 (5.7-8)

En este caso, la longitud media tras la medición digital con TC en 3D en los hombres es de 26.58 mm [rango: 24.1-29.5]. Mientras que en las mujeres la longitud media es de 25.09 mm [rango: 22.7-28.5]. El escafoides masculino también es más ancho respecto al de la mujer, con un grosor medio a nivel de la cintura de 9.49 mm [rango: 8-11] y 8.78 mm [rango: 7.52-9.92] respectivamente. Los cambios a nivel de los polos también son evidentes, siendo siempre los resultados menores en el sexo femenino con 4.79 mm [rango: 4.09-6.1] en el polo proximal, respecto a 5.19 mm [rango: 4.5-6] de media en los hombres. En el polo distal los valores medios son 6.71mm [rango: 5.77-7.7] en mujeres respecto a 7.17 mm [rango: 5.7-8] en los hombres.

4.1.2. COMPARATIVA ENTRE LA MEDICIÓN MACROSCÓPICA Y DIGITAL

Una vez efectuadas las mediciones macroscópicas y digitales por el mismo investigador y en los mismos puntos óseos descritos procedemos a comparar los resultados de ambos procesos. El fin de este examen comparativo es reparar si efectivamente existe una prueba superior frente a la otra de cara a la planificación preoperatoria y a la selección del tallaje del implante protésico.

En primer lugar, analizamos la distribución de los diferentes valores obtenidos al medir macroscópicamente con calibrador las 26 piezas escafoideas. Observamos que únicamente existe una distribución normal a nivel de los valores medios de la cintura y de la longitud. Sin embargo, el polo distal y proximal presentan una $p < 0.05$ por lo que sus resultados no cumplen la normalidad (Tabla 14).

Tabla 14. Distribución de la medición macroscópica del escafoides

	Medición Macroscópica: Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estadístico	N	Sig.
Longitud (mm)	0.170	26	0.051
Cintura (mm)	0.156	26	0.106
Polo proximal(mm)	0.195	26	0.012
Polo distal(mm)	0.211	26	0.004

a. Corrección de significación de Lilliefors

A continuación, repetimos la misma prueba no paramétrica para determinar la normalidad o bondad de ajuste, pero en este caso a los valores obtenidos en las mismas 26 piezas tras la digitalización, reconstrucción en 3D y medición. Al analizar los resultados, obtenemos que todos los valores (longitud, grosor de la cintura, grosor del polo proximal y distal) cumplen la normalidad ($p > 0.05$) (Tabla 15).

Tabla 15. Distribución de la medición por TC 3D de escafoides

	Medición digital (TC-3D): Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estadístico	N	Sig.
Longitud (mm)	0.158	26	0.095
Cintura (mm)	0.093	26	0.200
Polo proximal(mm)	0.117	26	0.200
Polo distal(mm)	0.129	26	0.200

a. Corrección de significación de Lilliefors

Con los resultados adquiridos se realiza una prueba T para muestras emparejadas que cumplen la normalidad. En la siguiente tabla encontramos una diferencia media entre medir macroscópicamente frente a medir por TC la longitud de 0.51 mm (DT=0.79) con un resultado estadísticamente significativo (Tabla 16). Si analizamos los mismos resultados pero a nivel de la cintura, observamos una diferencia media de 0.57 mm (DT=0.76) y nuevamente es una diferencia estadísticamente significativa.

Por ello, sí que existen diferencias estadísticamente significativas a la hora de tomar medidas de longitud y medidas de grosor en la cintura de manera digital frente al calibrador.

Tabla 16. Resultados de la prueba T para muestras emparejadas

	Diferencias emparejadas					Sig. (bi- lateral)
	Media	DT	Media de error estándar	95% de IC de la diferencia		
				Inferior	Superior	
Long. Macrosc. -Long. TC (mm)	0.51	0.79	0.15	0.19	0.84	0.003
Cintura Macrosc. -Cintura TC (mm)	0.57	0.76	0.15	0.26	0.88	0.001

Por último, aplicamos para las muestras de polo proximal y distal el test de Wilcoxon, ya que en la medición macroscópica los resultados de ambas mediciones no cumplían la normalidad. Del análisis se advierte que no hay diferencias estadísticamente significativas a nivel del polo proximal con la utilización de un sistema de medición frente al otro, mientras que a nivel del polo distal sí existen diferencias estadísticamente significativas ($p=0.003$) (Tabla 17).

Tabla 17. Test de Wilcoxon para muestras no emparejadas

	Polo proximal	Polo distal
N total	26	26
Estadístico de contraste	95.5	255.5
Error estándar	37.11	34.98
Estadístico de contraste estandarizado	-1.80	3.01
Sig. asintótica (prueba bilateral)	0.071	0.003

4.2. RESULTADOS DE LA FASE EXPERIMENTAL

4.2.1. DATOS DE LA MUESTRA

Nuestra muestra está formada por 6 antebrazos de especímenes adultos sin patología del carpo. De ellos, 4 son derechos (66.6%) y 2 izquierdos (33.3%).

La edad media de los antebrazos estudiados es de 77.5 años (rango: 65-87). Un 50% son mujeres mientras que el 50% restante son varones.

4.2.2. ANÁLISIS DEL RANGO DE MOVIMIENTO

En el estudio se recogen los datos de todos los antebrazos sin haber alterado las muñecas (PRE-implante) y posteriormente tras la colocación de la prótesis escafoidea (POST-implante). Esto nos ofrece información de control sobre el comportamiento del carpo sano al aplicar diferentes cargas musculares para seguidamente, comparar y confrontar su biomecánica con los resultados adquiridos tras la implantación de la prótesis estabilizada.

A continuación, se presenta de forma gráfica el rango articular de la muñeca para cada uno de los movimientos analizados, que se calcula a partir del movimiento relativo del hueso grande respecto del sistema radio cubital.

4.2.2.1. Movimiento de flexo-extensión

En la siguiente figura se muestra el movimiento angular medio de la muñeca durante la flexión. Dicho rango se define como el movimiento que va desde la extensión máxima a la flexión máxima (Figura 28).

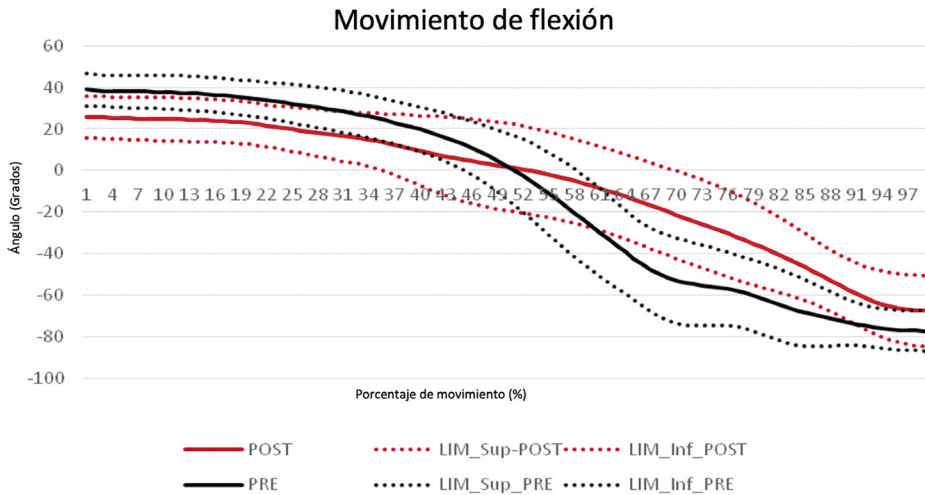


Figura 28. Movimiento global de la muñeca durante la flexión

Las líneas negras marcan los resultados preoperatorios, media de movimiento y los límites máximos y mínimos alcanzados. En líneas rojas se recogen los mismos resultados pero tras la intervención quirúrgica. En la gráfica se observa un movimiento semejante antes y después de la cirugía. Sin embargo, en la sesión POST-implante existe una reducción de rango global, observando una mayor diferencia en los 40-60° de flexión que posteriormente se reduce.

En esta segunda figura se describe el movimiento angular medio de la muñeca durante la extensión, entendiendo este rango de movimiento como el que permuta desde la flexión máxima a la extensión máxima (Figura 29).

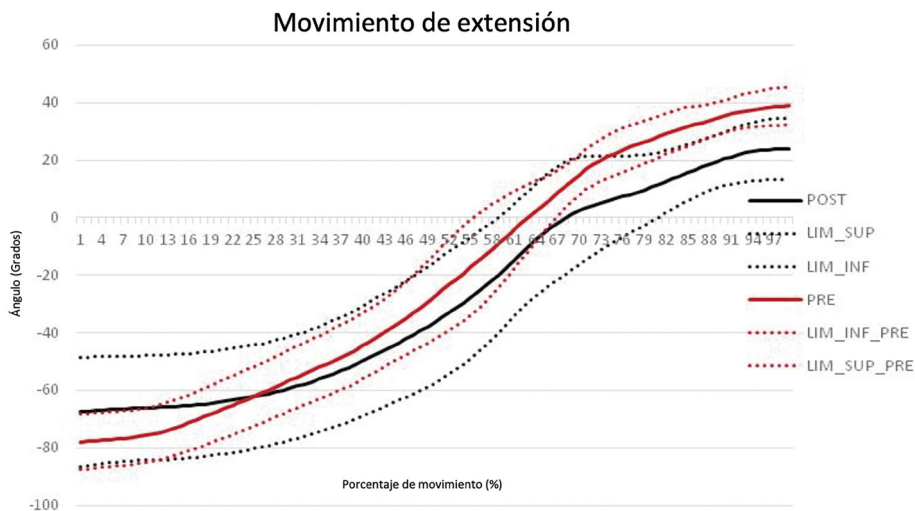


Figura 29. Movimiento global de la muñeca durante la extensión

Con la extensión se muestra un movimiento más equivalente y comparable entre ambas sesiones, pero alcanzando siempre menores rangos de extensión en la sesión postoperatoria. Observamos que los límites superiores e inferiores en la sesión POST-operatoria son más amplios.

4.2.2.2. Movimiento de desviación radio-cubital

A continuación, en las siguientes dos figuras se presenta de forma gráfica el rango del movimiento de la muñeca con la desviación radial y cubital.

El movimiento de desviación radial registra en ángulos el paso desde el momento cubital máximo al radial máximo (Figura 30).

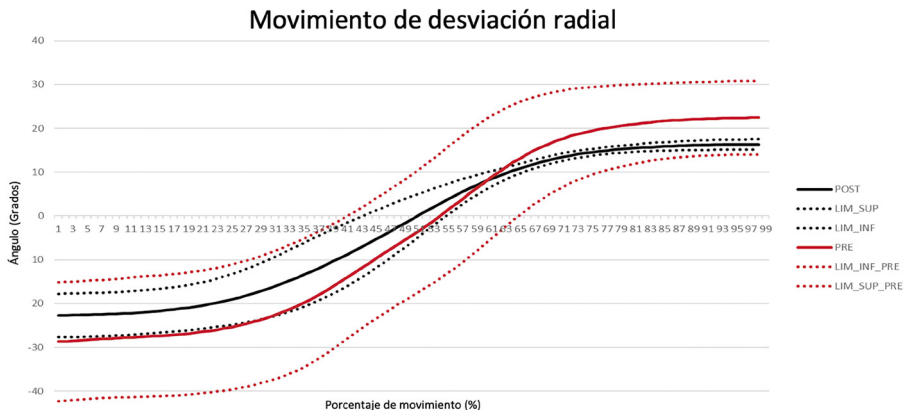


Figura 30. Movimiento global de la muñeca durante la desviación radial

Mientras que en el movimiento cubital, se cambia desde una desviación en el plano radial al cubital (Figura 31).

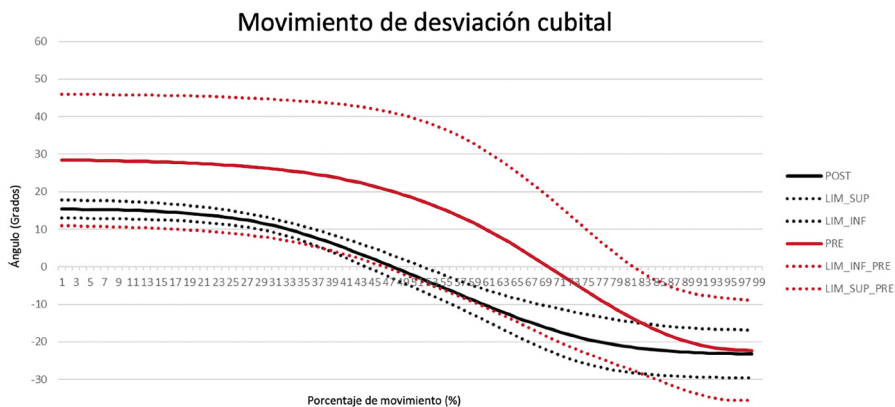


Figura 31. Movimiento global de la muñeca durante la desviación cubital

Se observa en ambas gráficas de desviación un movimiento preoperatorio y postoperatorio afín pero manteniendo la constante de alcanzar menores grados de desviación radial y cubital tras la colocación de la prótesis. Destacar que en ambas sesiones POST-implante se obtienen límites máximos y mínimos menores debido a que con el implante se adquiere un movimiento con menos oscilaciones. En el rango máximo del movimiento de desviación cubital existe una confluencia de las líneas de movimiento medio pre y postoperatorio, por lo que los valores máximos de desviación cubital son iguales con y sin la implantación prótesis.

4.2.2.3. Movimiento de lanzar dardos

El movimiento de lanzar dardos está compuesto por un movimiento combinado donde pasamos de la flexión con desviación cubital a la extensión con desviación radial. A lo largo de estas gráficas mostraremos todos los rangos de movimiento de la muñeca, preoperatoria y postoperatoriamente, desmembrando y analizando por separado los desplazamientos que hay en los diferentes planos espaciales.

Componente de flexión con desviación cubital

En primer lugar mostramos en las siguientes dos gráficas el movimiento combinado de flexión de la muñeca durante el DTM, donde como anteriormente vimos se pasa de una extensión máxima a la flexión. Y por otro lado, el componente de desviación cubital que hay junto a este movimiento de flexión, donde también se estudia el paso desde la desviación radial máxima a la cubital máxima (Figura 32 y 33).

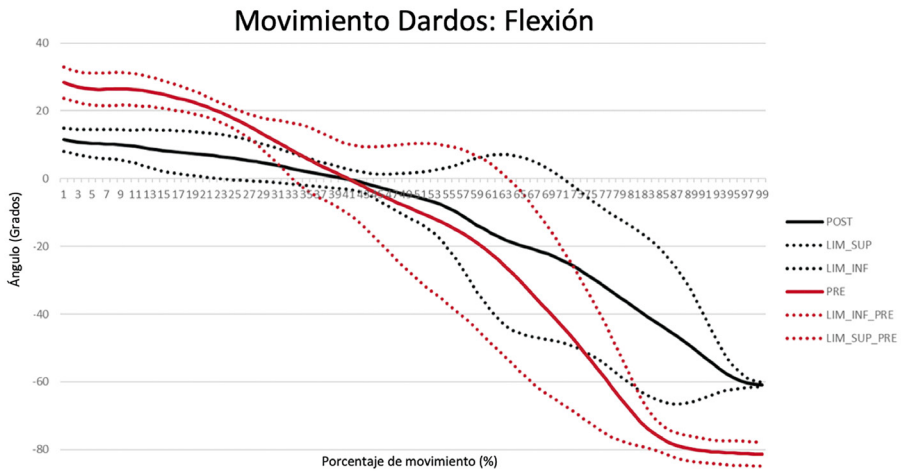


Figura 32. Movimiento global de la muñeca durante la flexión en el movimiento combinado de lanzar dardos

Como se descubre en la figura anterior el rango articular de flexión alcanzado tras la colocación del implante es menor, tanto al inicio del movimiento como al finalizarlo, donde encontramos una diferencia de 20° (Figura 32). Destacar que al tratarse de un movimiento mixto junto con las desviaciones, no existe un patrón tan uniforme como el obtenido con la flexión pura, reportando límites no simétricos a la media, sobre todo a nivel del 50 al 80% del movimiento donde encontramos los valores más amplios. Además, la flexión máxima alcanzada disminuye en el DTM unos $5-7^{\circ}$ respecto al movimiento puro de flexión. A pesar de esto, sí que concurre un movimiento acorde pre y postoperatoriamente, aunque en diferentes rangos.

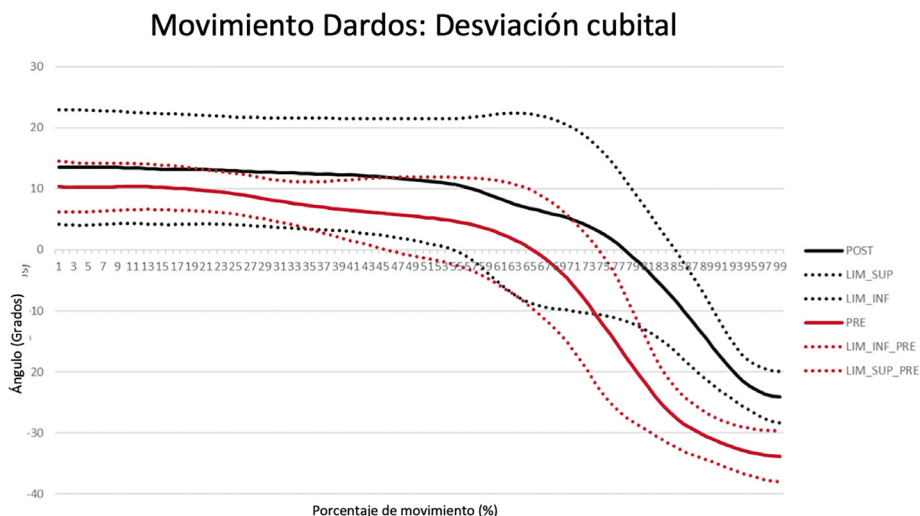


Figura 33. Movimiento global de la muñeca durante la desviación cubital en el movimiento combinado de lanzar dardos

Con la colocación de la prótesis partimos de un mayor movimiento de desviación radial igual que en la mano sana, invirtiendo este patrón según se avanza en el movimiento de desviación cubital, pues al final del mismo la mano intervenida (POST-implante) alcanza rangos menores. A lo largo de la desviación cubital se obtienen límites menos precisos, con más oscilaciones en la sesión post-cirugía. Destacar que la desviación cubital máxima del movimiento puro es menor que si se asocia flexión (Figura 33).

Componente de extensión con desviación radial

En segundo lugar mostramos en las siguientes dos gráficas el movimiento de extensión de la muñeca durante el DTM, donde como anteriormente vimos se pasa de una flexión máxima a la

extensión. Y por otro lado, el componente de desviación radial que hay junto a este movimiento de extensión, donde también se estudia el cambio desde la desviación cubital máxima a la radial (Figura 34 y 35).

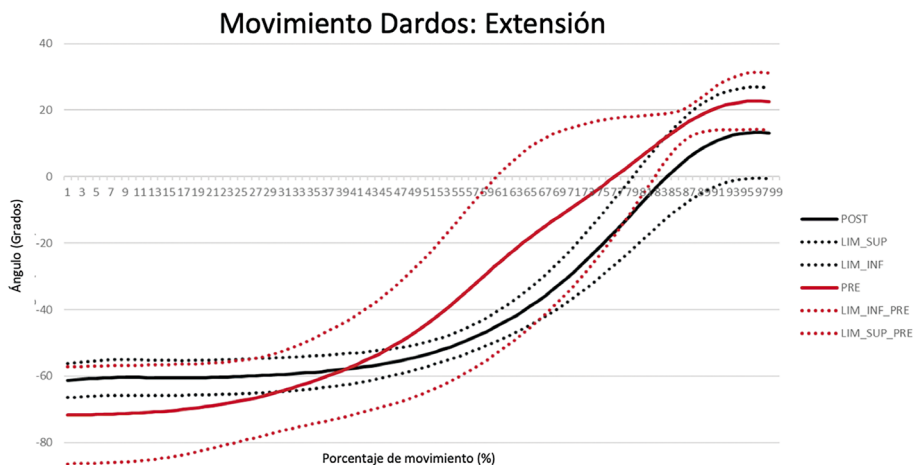


Figura 34. Movimiento global de la muñeca durante la extensión en el movimiento combinado de lanzar dardos

A lo largo del movimiento de extensión dentro del DTM, obtenemos al igual que en casi todos los movimientos, un menor rango articular tras colocar nuestra prótesis. Sin embargo, el movimiento medio pre y post-implante es simétrico, con límites más preciso tras la colocación del implante (Figura 34).

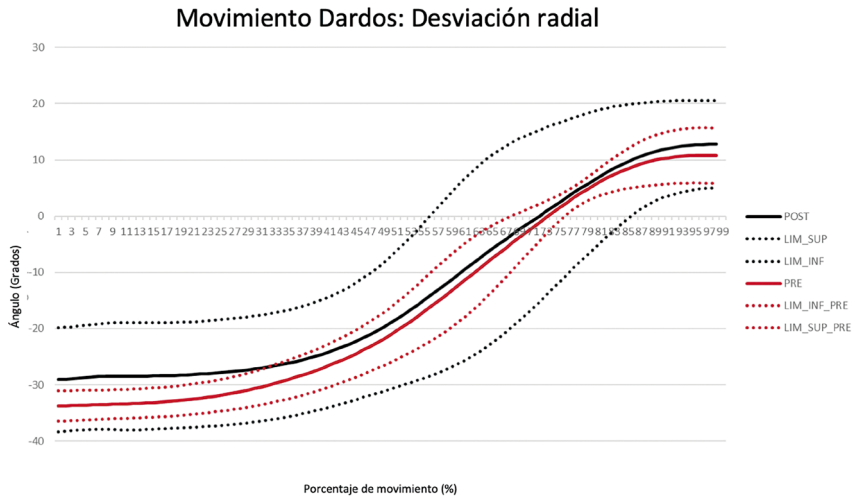


Figura 35. Movimiento global de la muñeca durante la desviación radial en el movimiento combinado de lanzar dardos

Por último, analizamos el movimiento de desviación radial. Como ya vimos en el punto anterior, con la desviación radial máxima dentro del movimiento combinado del DTM se logra mayor movilidad tras colocar la prótesis estabilizada, siendo el único movimiento donde se obtiene mayor rango. Como advertimos, el comportamiento pre y post-implante es muy similar con una diferencia mínima de grados, encontrando límites más amplios tras implantar la prótesis (Figura 35).

4.2.3. ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y DIFERENCIA DE RANGO DE MOVIMIENTO DE LOS HUESOS ANALIZADOS

A lo largo del siguiente apartado se analiza de manera individualizada el movimiento de los tres huesos investigados en la tesis (hueso grande, escafoides y semilunar). Primero, se mues-

tran sus datos obtenidos sin haber alterado las muñecas (PRE-implante) y posteriormente tras la colocación de la prótesis escafoidea estabilizada (POST-implante). Los resultados alcanzados se exponen en dos tipos de tablas:

- El primer modelo de tabla presentan los valores descriptivos de la movilidad que manifiestan los huesos del carpo en situaciones similares de carga muscular. Se analiza la media de movimiento en grados (M), la desviación típica (DT) y el movimiento máximo (Max) y mínimo (Min) alcanzado en los ciclos, evaluando todos estos datos en los diferentes planos de movimiento de la muñeca (flexo-extensión, desviación radial y cubital y movimiento de lanzar dardos) (Tabla 18, 20 y 22). Como ya comentamos, los resultados se evalúan en dos sesiones, PRE-implante y POST-implante. El P-valor mostrado se corresponde al test de normalidad llevado a cabo (Ryan-Joiner) donde $P > 0.05$ cumple la hipótesis de normalidad.
- En el segundo modelo de tabla se presentan los resultados del test T de muestras pareadas (Tabla 19, 21 y 23). Este análisis se realiza tras comprobar que nuestros datos cumplen la normalidad, con el objetivo de detectar si existen diferencias estadísticamente significativas entre la sesión 1 (PRE-implante) que se corresponde con un carpo sano y la sesión 2 (POST-implante) donde estudiamos la biomecánica carpal con la artroplastia ($P < 0.05$). En cada una de estas tablas se indica:
- **N**: Número de ciclos empleados en el análisis.

- **μd** : Media de las diferencias entre la sesión2: POST y la sesión 1: PRE. Un resultado positivo (+) indica mayor rango de movimiento en la sesión 2:POST-implante, mientras que un resultado negativo (-) indica mayor rango en la sesión 1: PRE-implante.
- **DTd**: Desviación típica de las diferencias.
- **μd** : (95% CI): estimación del intervalo de confianza al 95% para la media de las diferencias.
- **P**: P-Valor asociado al contraste T pareado.

4.2.3.1. Hueso grande

En la siguiente tabla se muestran los valores descriptivos obtenidos para la movilidad del hueso grande tras cargar todos los tendones de tracción antes de la intervención y posteriormente tras colocar el implante protésico estabilizado (Tabla 18).

Tabla 18. Resultados descriptivos del hueso grande para los movimientos analizados

Movimiento del hueso grande		Condición	N	Media	DT	Min	Max	p*
Flexo-extensión		PRE	12	110.36	13.14	95.38	132.64	>0.05
		POST	11	91.64	21.1	56.48	115.43	>0.05
Desviación cubito-radial		PRE	10	49.27	2.87	37.48	65.74	>0.05
		POST	9	38.49	1.59	30.26	44.89	>0.05
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	PRE	12	95.28	20.03	52.04	127.95	>0.05
		POST	12	76.84	13.63	59.37	102.5	>0.05
	Desviación cubito-radial	PRE	12	43.34	9.13	29.18	54.33	<0.05
		POST	12	39.67	10.53	24.3	58.17	>0.05

N: Número de muestras; *DT*: Desviación típica; *MIN*: valor mínimo; *MAX*: valor máximo; *P**: P-Valor asociado al contraste de normalidad.

Tras la cirugía se observa una reducción media del movimiento del hueso grande al aplicar las cargas musculares en todos los ejes del espacio. Se advierte un movimiento de flexo-extensión con la flexo-extensión de muñeca de 110.36° (rango: $95.38-132.64$) que se reduce a 91.6° (rango: $56.48-115.43$) con el implante. Con las desviaciones en el plano coronal la movilidad desciende de 49.27° (rango: $37.48^{\circ}-65.74^{\circ}$) a 38.49° (rango: $30.26^{\circ}-44.89^{\circ}$). Finalmente, con el movimiento de lanzar dardos, disminuye el movimiento tanto del componente de flexo-extensión (95.28° PRE a 76.84° POST), como el de desviación radio-cubital (43.34° PRE a 39.67° POST). Todos los rangos de movimiento PRE y POST cumplen la hipótesis de normalidad ($P>0.05$) con los movimiento de flexo-extensión y desviación radio-cubital de la muñeca. Únicamente se obtiene una diferencia al pasar de la posición radial a la cubital en el movimiento de lanzador de dardos. Sin embargo, al existir un solo valor que no cumple la normalidad se asume como un error aislado de metodología.

Respecto al movimiento máximo y mínimo alcanzado en los ciclos, se observa un descenso de los valores máximos tras la implantación de la prótesis en casi todos los ejes de espacio. Exclusivamente encontramos que con el movimiento de lanzar dardos en desviación radio-cubital tras colocar el implante se alcanza un valor máximo de movimiento mayor que en una mano sin cirugía, pues pasa de 54.33° a 58.17° .

Seguidamente, valoramos la diferencia que existen entre estas dos sesiones, utilizando la prueba T de muestras pareadas (Tabla 19):

Tabla 19. Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso grande.

Movimiento del hueso grande		N	μd	DTd	μd (95% CI)	P*
Flexo-extensión		11	-19.36	17.58	(-31.18; -7.55)	0.004
Desviación cubito-radial		9	-11.78	11.15	(-20.35; -3.21)	0.013
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	12	-18.44	30.73	(-37.97; 1.08)	0.062
	Desviación cubito-radial	12	-3.66	13.18	(-12.04; 4.71)	0.356

En el hueso grande observamos una reducción del movimiento medio del mismo en todos los planos del espacio tras la intervención quirúrgica. Con el movimiento en el plano sagital de la muñeca, disminuye 19.36° de media (IC95% 31.18°-7.55°) y con el movimiento del carpo en el plano coronal, la desviación radio-cubital decae 11.78° de media (IC95% 20.35°-3.21°), siendo ambas diferencias estadísticamente significativas ($P < 0.05$). En el movimiento combinado de lanzar dardos vemos como también el hueso grande disminuye su rango de movimiento, 18.44° de media en la flexo-extensión (IC95% 37.97°-1.08°) y 3.66° de media en la desviación radio-cubital (IC95% 12.04°-4.71°), pero en este movimiento combinado no existe una diferencia estadísticamente significativa.

En resumen, reparamos que la implantación de la prótesis escafoidea estabilizada altera la cinemática carpal del hueso grande disminuyendo el movimiento rotacional medio del mismo con la flexo-extensión y desviación radio-cubital de la muñeca pero sin afectar el movimiento de lanzar dardos.

4.2.3.2. Hueso escafoides

En la siguiente tabla se muestran los valores descriptivos obtenidos para la movilidad del hueso escafoides tras cargar todos los tendones de tracción antes de la intervención y tras colocar el implante protésico estabilizado (Tabla 20):

Tabla 20. Resultados descriptivos del hueso escafoides con los movimientos analizados

Movimiento del escafoides		Condición	N	Media	DT	Min	Max	P*
Flexo-extensión		PRE	12	88.86	9.23	63.28	97.57	<0.05
		POST	11	72.92	16.48	47.91	98.09	>0.05
Desviación cubito-radial		PRE	10	16.74	3.55	3.39	37.78	>0.05
		POST	9	20.33	2.53	11.81	32.36	>0.05
Lanzamiento de dardos	Flexo - extensión	PRE	12	56.54	16.31	18.96	90.29	>0.05
		POST	12	51.06	15.2	21.73	72.14	>0.05
	Desviación cubito-radial	PRE	12	27.39	6.08	17.63	38.19	>0.05
		POST	12	21.13	3.89	12.89	25.77	>0.05

N: Número de muestras; DT: Desviación típica; MIN: valor mínimo; MAX: valor máximo; P: P-Valor asociado al contraste T pareado.*

Se observa tras la intervención en el eje de flexo-extensión un descenso de la flexo-extensión media del escafoides de 88.86° a 72.92°. En el movimiento combinado de lanzar dardos también existe una disminución media del rango tras la implantación de la prótesis, pasando con la flexo-extensión de 56.54° a 51.06° de media y con la desviación radio-cubital de 27.39° a 21.13° de media. Con las desviaciones de muñeca, obtenemos una mayor movilidad radio-cubital del escafoides tras la inter-

vención, lo que sería lo mismo que decir que existe un implante más móvil con las desviaciones (16.74° PRE a 20.33° POST). Al igual que ocurre con el hueso grande, casi toda nuestra muestra cumple la normalidad ($P > 0.05$).

Volviendo a analizar los máximos y mínimos alcanzados reparamos que con la flexo-extensión post-intervención disminuye el movimiento medio del escafoides pues reduce intensamente el valor mínimo alcanzado mientras que el valor máximo se mantiene casi constante, rango PRE: 63.28°-97.57° a rango POST: 47.91°-98.09°. Respecto a la desviación radio cubital donde hemos visto una mayor movilidad media del escafoides post-intervención detectamos un rango máximo más o menos constante pero con un rango mínimo mejorado: PRE Min-Max: 3.39°-37.78° frente a rango POST Min-Max: 11.81°-32.36°. Destacar que preoperatoriamente se advierte un rango mínimo de 3.39° en la desviación cubito-radial, dato que probablemente guarde relación con un error de metodología.

Consecutivamente, valoramos la diferencia que existe entre estas dos sesiones utilizando la prueba T de muestras pareadas (Tabla 21):

Tabla 21. Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso escafoides

Movimiento del hueso escafoides		N	μd	DTd	μd (95% CI)	P*
Flexo-extensión		11	-15.46	17.22	(-27.03; -3.90)	0.014
Desviación cubito radial		9	4.03	5.14	(0.07; 7.98)	0.047
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	12	-5.48	25.06	(-21.40; 10.45)	0.465
	Desviación cubito-radial	12	-6.25	5.41	(-9.69; -2.82)	0.002

En la siguiente tabla se observa una reducción del movimiento medio del hueso escafoides tras la colocación del implante y aplicar el mismo sistema de cargas con los movimientos en el plano de flexo-extensión y con el movimiento de lanzar dardos. Se registra una reducción media de 15.46° con la flexo-extensión (IC95% 27.03°-3.09°), de 5.48° en la flexo-extensión del movimiento combinado de lanzar dardos (IC95% 21.40°-10.45°) y de 6.25° en la desviación radio-cubital del mismo movimiento combinado de lanzar dardos (IC95% 9.69°-2.82°). Únicamente se reconoce un incremento del movimiento escafoideo radio-cubital tras la colocación del implante, con una ganancia media de 4.03° (IC95% 0.07°-7.98°). Encontramos diferencias estadísticamente significativas en casi todos los planos de movimiento analizados, solamente el componente de flexo-extensión del movimiento combinado de lanzar dardos cumple la normalidad. Sin embargo, al modificarse el otro componente del movimiento (desviación radio-cubital), asumimos que se altera el movimiento completo de lanzar dardos.

En resumen, reparamos que con la colocación del implante dis-

minuye el movimiento rotacional medio del escafoides con la flexo-extensión y con el movimiento de lanzar dardos, mientras que se aumenta el movimiento en el plano de desviación radio-cubital. Destacar que el aumento del movimiento escafoideo con la desviación radio-cubital está muy cerca de cumplir la hipótesis de normalidad ($P=0.0465$), por lo que podemos pensar que la colocación del implante tiende a reproducir adecuadamente el movimiento del escafoides con la desviación radio-cubital.

4.2.3.3. Hueso semilunar

En la siguiente tabla se muestran los valores descriptivos obtenidos para la movilidad del hueso semilunar tras cargar todos los tendones de tracción antes de la intervención y tras colocar el implante protésico estabilizado (Tabla 22):

Tabla 22. Resultados descriptivos del hueso semilunar con los movimientos analizados

Movimiento del hueso semilunar		Condición	N	Media	DT	Min	Max	P*
Flexo-extensión		PRE	12	48.57	11.01	32.89	64.09	>0.05
		POST	11	58.83	21.16	35.59	95.45	>0.05
Desviación cubito-radial		PRE	10	16.46	5.56	10.23	26.13	>0.05
		POST	9	22.53	13.75	5.62	43.12	>0.05
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	PRE	12	39.28	11.07	9.85	49.63	<0.05
		POST	12	52.33	16.15	28.8	89.73	>0.05
	Desviación cubito-radial	PRE	12	22.44	3.93	12.81	26.73	>0.05
		POST	12	24.63	12.33	12.06	55.23	>0.05

N: Número de muestras; DT: Desviación típica; MIN: valor mínimo; MAX: valor máximo; P*: P-Valor asociado al contraste T pareado.

Los valores descriptivos del hueso semilunar revelan como al aplicar las cargas en los tendones existe un mayor movimiento medio del mismo tras la colocación de la prótesis estabilizada en los tres planos del movimiento analizados: con la flexo-extensión aumenta el movimiento de 48.57° a 58.83° , con la desviación radio-cubital pasa de 16.46° a 22.53° y finalmente con el movimiento de lanzar dardos asciende de 39.28° a 52.33° y de 22.44° a 24.63° para cada componente de flexo-extensión y desviación. De este modo, tras la cirugía del implante existe un mayor movimiento del semilunar, que al igual que en el resto de huesos del carpo analizados cumple la hipótesis de normalidad ($P > 0.05$) en casi todos los valores. Solo encontramos un valor aislado en el movimiento de lanzar dardos que no cumple la normalidad, por lo que nuevamente asumimos la homogeneidad de la muestra.

Respecto al rango articular se observa un ascenso tanto de los valores mínimos como máximos con la flexo-extensión y con ambos componente del movimiento de lanzar dardos. En la desviación radio-cubital por el contrario observamos un ascenso del valor máximo alcanzado de 26.13° PRE a 43.12° POST pero el movimiento mínimo disminuye de 10.23° PRE a 5.62° POST.

Por último, valoramos la diferencia que existe entre estas dos sesiones utilizando la prueba T de muestras pareadas (Tabla 23):

Tabla 23. Resultados del test T de muestras pareadas para las diferencias de comportamiento POST-PRE implante en el hueso semilunar

Movimiento del hueso semilunar		N	μd	DTd	μd (95% CI)	P*
Flexo-extensión		11	11.67	22.25	(-3.28; 26.62)	0.113
Desviación cubito-radial		9	5.9	16.6	(-6.86; 18.66)	0.318
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	12	13.06	25.82	(-3.35; 29.46)	0.108
	Desviación cubito-radial	12	2.19	12.75	(-5.91; 10.29)	0.563

Al analizar la diferencia del rango de movimiento medio del hueso semilunar entre las sesiones pre y postoperatoria se muestra un mayor rango de movimiento del mismo tras la intervención en los 3 planos del movimiento analizado. Con el movimiento de flexo-extensión de la muñeca observamos un incremento medio de 11.67° (IC95% 3.28°-26.62°), con el movimiento de desviación radio-cubital se aumenta entre sesiones 5.9° (IC95% 6.86°-18.66°) y con el movimiento de lanzar dardos 13.06° en la flexo-extensión y 2.19° en la desviación radio-cubital. No encontramos diferencias estadísticamente significativas al comparar la diferencia de rango de movimiento del semilunar entre sesiones. De este modo, la colocación de la prótesis parcial de escafoides estabilizada no altera la cinemática del hueso semilunar en ningún plano del movimiento de la muñeca.

A continuación, en la tabla siguiente se recoge un resumen de los resultados del movimiento relativo de los 3 huesos (p-valor), diferenciando en **negrita** aquellos que cumplen un resultado estadísticamente significativo y que por tanto, si alteran la cinemática carpal (Tabla 24).

Tabla 24. P-valor del movimiento relativo de los 3 huesos

	Grande	Escafoides	Semilunar
Flexo-extensión	p=0.04	p=0.014	p>0.05
Desviación cubito-radial	p=0.013	P=0.047	p>0.05
Lanzamiento de dardos	p>0.05	F-E: p=0.465 DR-DC: p=0.002	p>0.05

4.2.4. DIFERENCIAS ENTRE EL MOVIMIENTO DEL ESCAFOIDES Y DEL SEMILUNAR

A lo largo de este apartado analizamos el movimiento relativo entre el hueso escafoides y el semilunar al aplicar las cargas musculares en los diferentes planos del espacio. La importancia de analizar y registrar la existencia de este movimiento relativo entre ambos huesos guarda relación con la estabilización proximal de nuestro implante con una plastia tendinosa que recrea el ligamento escafolunar, el cual debe ser seccionado y posteriormente recreado durante la intervención quirúrgica para la correcta implantación y estabilización de la prótesis.

4.2.4.1. Análisis descriptivo del rango de movimiento

En primer lugar se presenta en las siguientes dos tablas la media y desviación típica del movimiento relativo que existe entre el hueso escafoides y el hueso semilunar en los diferentes componentes del movimiento de la muñeca en flexo-extensión (F-E), desviación radial-cubital (DR-DC) y el movimiento de lanzar dardos (DTM), antes (PRE) y después de la implantación protésica (POST) (Tabla 25 y 26).

En cada tabla se indica:

- N**: Número de ciclos empleados en el análisis.
- Media**: Media del rango de movimiento para el movimiento relativo entre hueso escafoides y hueso semilunar.
- DT**: Desviación típica del rango de movimiento para el movimiento relativo entre hueso escafoides y hueso semilunar.
- Min**: Valor mínimo del rango de movimiento.
- Max**: Valor máximo del rango de movimiento.
- RX**: Componente del movimiento en el eje de desviación cubito-radial.
- RY**: Componente del movimiento en el eje longitudinal de pronosupinación.
- RZ**: Componente del movimiento en el eje de flexo-extensión.

En la siguiente tabla se muestran antes de la intervención los valores descriptivos obtenidos del movimiento medio entre el escafoides y el semilunar con los diferentes desplazamientos angulares de la muñeca tras cargar todos los tendones de tracción (Tabla 25):

Tabla 25. Resultados descriptivos del movimiento relativo entre el escafoides y el semilunar en la sesión PRE-implante

Diferencia escafoides – semilunar (Sesión PRE)		Condición	N	Media	DT	Min	Max
Flexo-extensión		RX	12	11.86	5.63	2.35	19.1
		RZ*	12	41.65	13.61	23.51	59.89
		RY	12	11.45	4.09	4.38	16.49
Desviación cubito-radial		RX*	10	10.26	1.47	4.66	3.87
		RZ	10	21.94	10.2	4.98	37.53
		RY	10	7.43	2.26	3.86	10.50
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	RZ*	11	15.22	16.86	1.77	49.54
	Desviación cubito-radial	RX*	12	6.30	3.21	2.95	14.20
	Rotación	RY	12	9.47	4.33	3.72	15.66

** representa el componente principal del movimiento en dicho plano.*

Antes de la intervención quirúrgica en los 6 carpos sanos analizados se observa que existe un mayor movimiento medio del escafoides respecto al semilunar.

Seguidamente, en la segunda tabla se muestran los valores descriptivos obtenidos del movimiento medio entre el escafoides y el semilunar con los diferentes desplazamientos angulares de la muñeca tras cargar todos los tendones de tracción pero después de la intervención (Tabla 26):

Tabla 26. Resultados descriptivos del movimiento relativo entre el escafoides y el semilunar en la sesión POST-implante

Diferencia escafoides – semilunar (Sesión POST)		Condición	N	Media	DT	Min	Max
Flexo-extensión		RX	11	8.83	2.91	5.63	13.79
		RZ*	11	26.14	16.42	2.12	52.01
		RY	11	7.3	3.43	3.39	16.66
Desviación cubito-radial		RX*	9	13.83	3.41	10.22	2.47
		RZ	9	13.89	9.14	2.08	32.56
		RY	9	6.61	3.11	3.32	11.95
Lanzamiento de dardos	Flexo-extensión	RZ*	12	18.62	14.6	5.65	49.54
	Desviación cubito-radial	RX*	12	14.31	8.68	4.76	35.90
	Rotación	RY	12	12.85	6.27	3.71	23.06

** representa el componente principal del movimiento en dicho plano.*

Al igual que anteriormente tras la implantación protésica y su estabilización proximal y distal existe un mayor movimiento del escafoides frente al semilunar en todos los ejes estudiados.

Si comparamos los resultados de ambas tablas observamos que tras la cirugía, sesión POST, existe una menor diferencia media del movimiento relativo entre el hueso escafoides y semilunar con la flexo-extensión, pasando en el eje principal de 41.65° a 26.14°. Pero la diferencia se incrementa con la desviación radio-cubital, 10.26° PRE-implante a 13.83° POST-implante y con el movimiento de lanzar dardos en todos los componentes del

espacio, en el eje de flexo-extensión pasa de una diferencia PRE de 15.22° a 18.62°, mientras que, en el eje de desviación cubito-radial aumenta de 6.30° a 14.31°.

4.2.4.2. Diferencias en el movimiento relativo hueso escafoides–semilunar entre sesiones

A continuación, en las siguientes 3 tablas se analizan si las diferencias observadas del movimiento relativo entre el escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) afectan realmente a la cinemática del carpo.

En las tablas se registra:

- N**: Número de ciclos empleado en el análisis.
- **μd** : Media de las diferencias entre el movimiento de los huesos escafoides y semilunar. Un resultado positivo (+) indica mayor rango de movimiento relativo entre el escafoides y el semilunar después de la intervención. Mientras que un resultado negativo (-) indica mayor movimiento relativo entre ambos huesos pre-implante.
- DTd**: Desviación típica de las diferencias.
- **μd** : (95% CI): Estimación del intervalo de confianza al 95% para la media de las diferencias.
- P**: P-Valor asociado al contraste T pareado.
- RX**: Componente del movimiento en el eje coronal de desviación cubito-radial.
- RY**: Componente del movimiento en el eje longitudinal de pronosupinación.
- RZ**: Componente del movimiento en el eje sagital de flexo-extensión.

En esta primera tabla se analiza con el movimiento de F-E de la muñeca la diferencia de movimiento relativo que existe entre el escafoides y el semilunar al aplicar cargas musculares antes y después de la colocación de la prótesis que queda estabilizada con la plastia tendinosa a nivel proximal (Tabla 27).

Tabla 27. Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST para el movimiento de flexo-extensión

Diferencia escafoides – semilunar (POST-PRE)		N	μd	DTd	μd (95% CI)	P*
Flexo-extensión	RX	11	-3.17	7.32	(-8.08; 1.75)	0.182
	RZ*	11	-16.53	14.13	(-26.02; -7.04)	0.003
	RY	11	-4.29	5.49	(-7.98; -0.61)	0.027

* representa el componente principal del movimiento en dicho plano.

Se observa un descenso del movimiento relativo entre ambos huesos para todos los componentes del movimiento de F-E con la colocación del implante. Sin embargo, solo encontramos diferencias estadísticamente significativas en el componente de movimiento de flexo-extensión, que representa su eje principal, y en el de prono-supinación, sin alterarse el pequeño movimiento interóseo de desviación cubito-radial (3.17°) que hay con la flexo-extensión.

En la segunda tabla examinamos nuevamente la diferencia de movimiento relativo que existe entre el escafoides y semilunar al aplicar cargas musculares antes y después de la colocación de la prótesis pero ahora durante la desviación cubito-radial (Tabla 28).

Tabla 28. Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST con el movimiento de desviación cubito-radial

Diferencia escafoides – semilunar (POST-PRE)		N	μd	DTd	μd (95% CI)	P*
Desviación cubito-radial	RX*	9	3.31	13.3	(-6.91; 13.53)	0.476
	RZ	9	-8.47	11.99	(-17.68; 0.74)	0.067
	RY	9	-0.88	5.16	(-4.85; 3.09)	0.623

* representa el componente principal del movimiento en dicho plano.

Se reconoce un mayor movimiento relativo entre huesos tras la intervención en el componente de desviación radio-cubital (3.31°), que representa el componente principal del movimiento en este eje. Sin embargo, disminuye el movimiento interóseo en el resto de componentes del movimiento, decrece 8.47° para la flexo-extensión y 0.88° para la prono-supinación. A pesar de los resultados, ninguno alcanza la significación estadística por lo que la inserción del implante y estabilización del mismo no altera el movimiento relativo escafo-semilunar durante la desviación radio-cubital de la mano.

Por último, inspeccionamos el movimiento relativo entre escafoides y semilunar entre sesiones (PRE y POST) con el movimiento de lanzar dardos (Tabla 29):

Tabla 29. Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión PRE y POST con el movimiento de lanzar dardos

Diferencia escafoides – semilunar (POST-PRE)			N	μd	DTd	μd (95% CI)	P*
Lanzamiento dardos	F-E	RZ*	12	-1.06	15.09	(-10.65; 8.53)	0.812
	DR-DC	RX*	12	8.00	9.37	(2.05; 13.96)	0.13
	Rotación	RY	12	3.38	6.06	(-0.47; 7.23)	0.080

* representa el componente principal del movimiento en dicho plano.

Tras la intervención existe un menor movimiento relativo entre ambos huesos al realizar la flexo-extensión del movimiento de lanzar dardos, 1.06° de media menos, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas en este componente del movimiento ($p=0.812$). Al analizar el componente de rotación y de desviación radio-cubital dentro del movimiento de lanzar dardos encontramos que con la plastia tendinosa aumenta el movimiento relativo entre los huesos. El ascenso es de 8° con la desviación radio-cubital y de 3.38° con la rotación. Sin embargo, únicamente se obtienen diferencias estadísticamente significativas, y por tanto, un aumento relativo del movimiento entre huesos con la prótesis para el componente de desviación radio-cubital del DTM. Mientras que el resto de variaciones no afectan al movimiento intercarpal durante el movimiento de lanzador de dardos.

En las siguientes figuras se muestran las curvas que relacionan el ángulo obtenido para el hueso escafoides frente al ángulo obtenido para hueso semilunar para cada uno de los movimientos analizados (F-E, DR-DC y DTM). Se registra a la izquierda la

comparativa antes de la cirugía y a la derecha tras esta. Ambos resultados están expresados respecto al sistema cubito-radial¹³⁴.

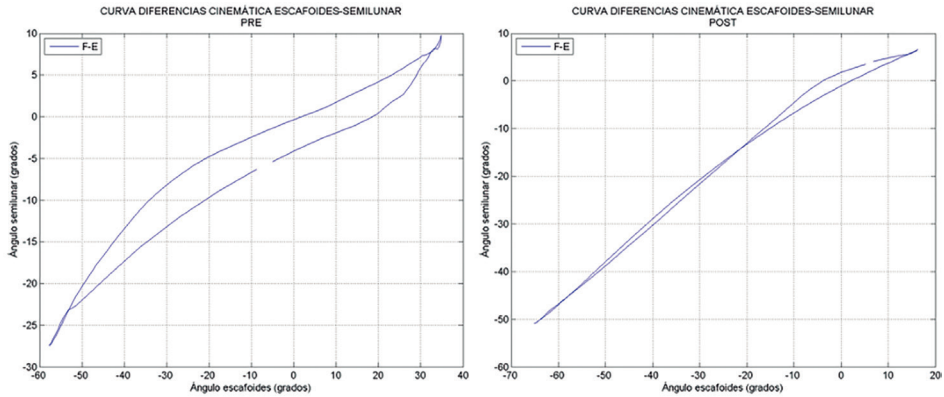


Figura 36. Comparativa cinemática entre el hueso escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) para el movimiento de F-E

En la figura 36 observamos un movimiento sinérgico entre el escafoides y el semilunar pero con variaciones de grados de movimiento interóseo. Sin embargo, tras la intervención se crea un movimiento más uniforme y sincrónico entre el escafoides y el semilunar, con una menor diferencia interósea.

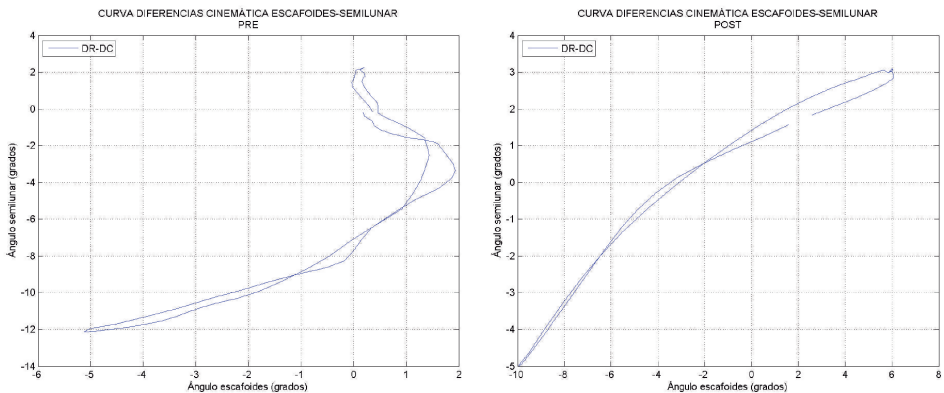


Figura 37. Comparativa cinemática entre el hueso escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) para el movimiento de DR-DC

Con la desviación radio-cubital, percibimos como ambos huesos mantienen un movimiento interóseo equivalente en la sesión PRE y POST-operatoria. Advertimos, como hemos visto en el punto anterior, un mayor movimiento angular de ambos huesos tras la intervención (Sesión POST) (Figura 37).

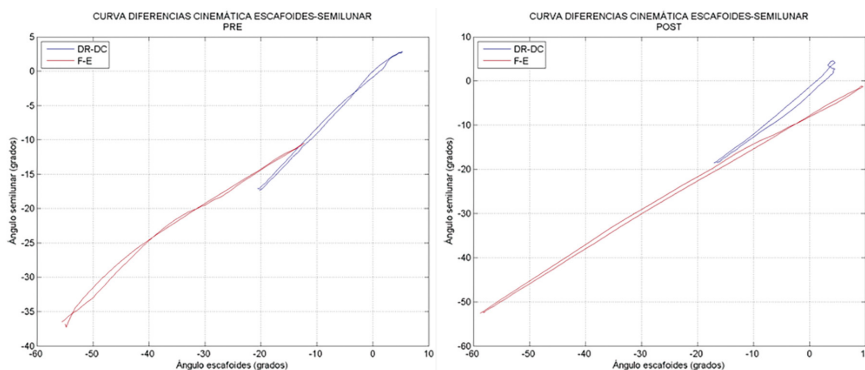


Figura 38. Comparativa cinemática entre el hueso escafoides y semilunar en ambas sesiones (PRE y POST) para el movimiento de lanzamiento de dardos. En rojo la componente de flexo-extensión. En azul el componente de desviación radio-cubital.

Nuevamente se ve un movimiento parejo entre el escafoides y el semilunar con el DTM en la sesión preoperatoria y postoperatoria. Con la intervención aumenta el movimiento de desviación pero disminuyen los grados de la flexo-extensión (Figura 38).

4.2.5. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN FUERZA DESPLAZAMIENTO

Para aplicar las cargas tendinosas se utilizan los seis principales tendones que intervienen en el agarre de un objeto con la mano¹⁰. La activación de unos u otros genera un movimiento cíclico de flexo-extensión, desviación cubital o radial y de lanzar dardos, al pasar desde la extensión radial a la flexión cubital. La tabla siguiente recoge una breve descripción de los tendones

involucrados en cada movimiento (Tabla 30).

Tabla 30. Descripción de los tendones analizados

Identificación	Nombre	Movimiento donde participa
FCR	Flexor carpi radialis	Flexo-extensión Desviación radial-cubital
FCU	Flexor carpi ulnaris	Flexo-extensión Desviación radial-cubital Lanzamiento de dardos
ECR	Extensor carpi radialis longus (ECRL) + extensor carpi radialis brevis (ECRB)	Flexo-extensión Desviación radial-cubital Lanzamiento de dardos
ECU	Extensor carpi ulnaris	Flexo-extensión Desviación radial-cubital
APL	Abductor pollicis longus	Lanzamiento de dardos

A continuación, se presentan los resultados del análisis de fuerzas realizado para cada uno de los tendones en los diferentes movimientos. La fuerza aplicada en cada tendón se expresa como media y desviación típica ($\mu(DT)$) registrando el aumento o descenso de la misma a partir de la posición neutra de partida donde el eje del tercer metacarpiano está alineado con el eje del antebrazo en posición vertical. En esta posición de 0° de partida calibramos el sistema de fuerzas como 0 N. Los datos mostrados corresponden a la media de todos los ciclos completos realizados durante dos sesiones de 60 segundos, separando las sesiones de movimiento unos minutos para evitar el efecto acumulado de la histéresis.

4.2.5.1. Movimiento de flexo-extensión

La tabla siguiente recoge la fuerza media aplicada en los tendones involucrados en el movimiento de flexión, tanto en la sesión 1,

PRE-implante, como en la sesión 2, POST-implante. Se presentan los valores del ciclo de movimiento, mostrando los datos a los 10° de extensión, posición neutra de 0° y con una flexión de 40°. Los tendones implicados son los dos extensores puros (ECR formado por el ECRL y por el ECRB y el ECU) y los dos flexores puros (FCR y FCU) (Tabla 31).

Tabla 31. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de flexión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1				Fuerza tendones (N) SESIÓN 2			
		ECU	ECR	FCU	FCR	ECU	ECR	FCU	FCR
Mov. Flexión	10° (E)	2.9 (7.2)	0.5 (5.4)	1.1 (0.8)	2.1 (3.0)	0.0 (13.2)	0.8 (14.4)	1.0 (1.1)	1.3 (5.5)
	0°	2.6 (7.3)	0.3 (5.5)	1.2 (0.9)	2.3 (3.0)	1.2 (12.8)	0.4 (13.2)	1.3 (0.9)	1.6 (5.5)
	-40° (F)	-3.4 (6.9)	-0.1 (5.8)	1.5 (1.0)	3.1 (3.3)	-2.6 (12)	-2.0 (12.3)	2.1 (0.8)	2.5 (5.6)

En el análisis de flexión en la sesión 1 observamos un predominio de la fuerza extensora al inicio del movimiento. Con una extensión de 10° se reconoce en el ECU una fuerza media de 2.9 N \pm 7.2 N y en el ECR de 0.5 N \pm 5.4 N, la cual disminuye progresivamente según aumentan los grados de flexión de la muñeca. Al alcanzar los 40° de flexión se registra en el ECU una fuerza media de -3.4 N \pm 6.9 N y en el ECR de -0.1 N \pm 5.8 N. Mientras que en el grupo flexor ocurre completamente al contrario. Partimos de 10° de extensión donde la fuerza media flexora registrada es menor (1.1 N \pm 0.8 N en el FCU y 2.1 N \pm 3 N en el FCR) y se incrementa progresivamente según va mejorando la flexión hasta 1.5 N \pm 1 N en el FCU y 3.1 N \pm 3.3 N en el FCR con los 40° de flexión.

En la sesión 2, POST-intervención, se observa esta misma tendencia donde la fuerza del grupo extensor disminuye según se desarrolla la flexión. Por ejemplo, el ECU pasa de $0 \text{ N} \pm 13.2 \text{ N}$ con los 10° de extensión a $-2.6 \text{ N} \pm 12 \text{ N}$ con los 40° de flexión y el ECR evoluciona de $0.8 \text{ N} \pm 14.4 \text{ N}$ con los 10° de extensión a $-2.0 \text{ N} \pm 12.3 \text{ N}$ con los 40° de flexión. Mientras que en el grupo flexor se incrementa la fuerza media hasta los 40° de flexión, pasando de $1 \text{ N} \pm 1.1 \text{ N}$ a $2.1 \text{ N} \pm 0.8 \text{ N}$ en el FCU y de $1.3 \text{ N} \pm 5.5 \text{ N}$ a $2.5 \text{ N} \pm 5.6 \text{ N}$ en el FCR.

Como vemos, durante el movimiento de flexión todos los flexores trabajan en rangos positivos mientras que los extensores tienen una fuerza negativa al ser antagonistas, puesto que tomamos como valor de 0 N la posición de partida de la mano en neutro antes de comenzar los ciclos. En el análisis comparativo entre ambas sesiones observamos una menor fuerza tras colocar el implante en el grupo extensor y en el FCR. Sin embargo, el FCU es el único músculo en el que se precisa de una fuerza media mayor tras la colocación de la prótesis para alcanzar el mismo rango articular, pasando de $1.5 \text{ N} \pm 1 \text{ N}$ en la sesión PRE a $2.1 \text{ N} \pm 0.8 \text{ N}$ en la sesión POST.

En la tabla siguiente se presenta el P-valor correspondiente a los resultados numéricos mostrados anteriormente para el movimiento de flexión (Tabla 32).

Tabla 32. Resumen de los contrastes *T* pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de flexión

Posición	Grados (*)	P-valor SESIÓN POST - PRE			
		ECU	ECR	FCU	FCR
M.Flexión	10° (E)	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
	-40° (F)	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05

A pesar de observar diferencias en las fuerzas tendinosas aplicadas, PRE y POST-implante, no encontramos diferencias estadísticamente significativas que nos hagan pensar en un comportamiento diferente tras la implantación protésica con el movimiento de flexión.

A continuación realizamos el mismo análisis pero durante el movimiento de extensión. La tabla siguiente recoge la fuerza media aplicada en los tendones involucrados en las dos sesiones. Se muestran los valores del ciclo, recogiendo los datos a los 40° de flexión, posición neutra de 0° y con extensión de 13° (Tabla 33).

Tabla 33. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de extensión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1				Fuerza tendones (N) SESIÓN 2			
		ECU	ECR	FCU	FCR	ECU	ECR	FCU	FCR
Mov. Extensión	-40° (F)	4.4 (2.5)	4.3 (2.3)	0.1 (1.5)	0.3 (0.7)	0.1 (3.3)	0 (4.8)	0.5 (1.7)	0.2 (1.0)
	0°	4.9 (1.8)	5.2 (2.1)	0.2 (1.2)	0.9 (0.6)	2.0 (2.6)	1.2 (2.3)	-1.0 (1.1)	-0.6 (1.1)
	-13° (E)	5.1 (1.6)	8.2 (2.2)	-0.3 (1.3)	-1.1 (0.7)	2.9 (3.0)	2.4 (3.3)	-1.2 (1.1)	-0.9 (1.0)

En el análisis del movimiento extensor advertimos una mayor fuerza aplicada en el grupo extensor respecto al flexor según se incrementan los rangos de movimiento hasta la extensión de 13°. Dicho incremento sigue un patrón lineal mientras que los flexores en este caso ejercen una fuerza antagonista negativa.

En la sesión 1, preoperatoria, partimos de una fuerza media en el ECU de $4.4 \text{ N} \pm 2.5 \text{ N}$ que aumenta a $5.1 \text{ N} \pm 1.6 \text{ N}$ al alcanzar los 13° de extensión. El ECR también experimenta un aumento medio de fuerza pasando de $4.3 \text{ N} \pm 2.3 \text{ N}$ a $8.2 \text{ N} \pm 2.2 \text{ N}$. En el grupo muscular antagonista flexor hay una fuerza contraria que disminuye según se pasa de la flexión a la extensión.

En el análisis de la sesión 2, observamos que para alcanzar el mismo grado de extensión disminuye el trabajo realizado. De este modo, en el ECU se registra una fuerza media para los 13° de extensión de $2.9 \text{ N} \pm 3 \text{ N}$ y en el ECR de $2.4 \text{ N} \pm 3.3 \text{ N}$. El grupo flexor realiza una fuerza antagonista que disminuye gradualmente.

En la tabla siguiente se presenta el P-valor correspondiente a los resultados numéricos mostrados anteriormente para el movimiento de flexión tras realizar un contraste T pareado (Tabla 34):

Tabla 34. Resumen de los contrastes *T* pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de extensión

Posición	Grados (*)	P-valor SESIÓN POST - PRE			
		ECU	ECR	FCU	FCR
M. Extensión	-40° (F)	<0.05	<0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05	<0.05
	13° (E)	>0.05	>0.05	>0.05	<0.05

En la tabla se muestran diferencias estadísticamente significativas entre ambas sesiones a nivel de la fuerza muscular media realizada al inicio del movimiento extensor en el grupo extensor, así como para el FCR al evolucionar hacia la extensión.

4.2.5.2. Movimiento de desviación cubito radial

A lo largo de este apartado se describe la fuerza media aplicada en los tendones involucrados en el movimiento de desviación cubito-radial tanto en la sesión 1, PRE-implante, como en la sesión 2, POST-implante. Primeramente se analiza el movimiento de desviación cubital registrando los valores a los 10° de desviación radial, a 0° y al alcanzar los 10° de cubital. Los tendones principales implicados en la desviación cubital son el ECU y el FCU y en la desviación radial el ECR y el FCR (Tabla 35).

Tabla 35. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de desviación cubital. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1				Fuerza tendones (N) SESIÓN 2			
		ECU	ECR	FCU	FCR	ECU	ECR	FCU	FCR
Desviación cubital	10° (DR)	3.3 (6.8)	3.9 (5.3)	1.2 (3.5)	0.1 (3.5)	1.2 (4.1)	5.8 (6.8)	0.3 (0.8)	2.7 (1.5)
	0°	4.7 (7.9)	3.0 (5.0)	1.6 (3.4)	-1.1 (3.0)	5.2 (3.2)	2.6 (6.5)	1.7 (1.5)	0.7 (0.9)
	-10° (DC)	6.0 (9.0)	2.6 (5.1)	1.9 (3.3)	-2.0 (2.6)	7.9 (2.5)	0.5 (6.9)	3.2 (2.8)	-0.4 (0.7)

Al estudiar las fuerzas implicadas en la desviación cubital en los antebrazos sanos, no intervenidos, vemos como el ECU y el FCU realizan una fuerza que se incrementa progresivamente. Para el ECU aumenta de 3.3 N \pm 6.8 N a los 10° de desviación radial hasta los 6 N \pm 9 N con la desviación cubital de 10°. Para el FCU también existen un aumento pero es inferior (1.2 N \pm 3.5 N a 1.9 N \pm 3.3 N). El grupo radial disminuye su fuerza según se incrementa el movimiento cubital. Aun así, destacar que la fuerza realizada en el ECR es mayor respecto a la del FCR a los 10° de desviación radial (3.9 N frente a 0.1 N) y a los 10° de desviación cubital (2.6 N frente a -2 N).

En la sesión 2, POST-intervención, encontramos que con la desviación cubital el ECU y el FCU realizan una mayor fuerza que en una mano sana. Se registra en el ECU a los 10° de DR 1.2 N \pm 4.1 que aumentan a 7.9 N \pm 2.5 N y en el FCU 0.3 N \pm 0.8 N que ascienden a 3.2 N \pm 2.8 N. En el grupo radial la fuerza desciende con la desviación cubital. Encontramos al igual que en la sesión 1, una mayor fuerza a los 10° de desviación radial del ECR frente al FCR.

En la tabla siguiente se presenta el P-valor correspondiente a los resultados numéricos mostrados anteriormente para el movimiento de desviación cubital (Tabla 36):

Tabla 36. Resumen de los contrastes *T* pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de desviación cubital

Posición	Grados (°)	P-valor SESIÓN POST - PRE			
		ECU	ECR	FCU	FCR
Desviación Cubital	10°(DR)	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
	-10°(DC)	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05

A pesar de observar diferencias en las fuerzas tendinosas aplicadas, PRE y POST-implante, no encontramos diferencias estadísticamente significativas que nos hagan pensar en un comportamiento diferente tras la implantación protésica con el movimiento de desviación cubital.

El movimiento de desviación radial es ejecutado principalmente por el FCR y ECR. Pasamos en la sesión 1 con el ECR de $6.8 \text{ N} \pm 8.4 \text{ N}$ con la desviación cubital a $7.7 \text{ N} \pm 7.8 \text{ N}$ con la radial. Mientras que el FCR evoluciona de $0.4 \text{ N} \pm 3.3 \text{ N}$ a $4.2 \text{ N} \pm 4.4 \text{ N}$. En el grupo cubital existe una disminución progresiva de la fuerza media según avanzamos en la desviación radial. Destacar una mayor fuerza del ECU frente al FCU (Tabla 37).

En la sesión POST-implante obtenemos mayores rangos de fuerza para el ECR, evolucionando con la desviación radial hasta una fuerza media de $11 \text{ N} \pm 7.3 \text{ N}$. Mientras que el FCR a pesar de aumentar su fuerza con la desviación radial obtiene valores de

fuerza medial similares a los preoperatorios ($3.7 \text{ N} \pm 3.8 \text{ N}$ a los 10° de DR). En grupo cubital se ve un movimiento antagonista con fuerzas más negativas que en la sesión pre-implante.

Tabla 37. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de desviación radial. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1				Fuerza tendones (N) SESIÓN 2			
		ECU	ECR	FCU	FCR	ECU	ECR	FCU	FCR
Desviación radial	10° (DC)	3.9 (6.9)	6.8 (8.4)	-0.5 (1.4)	0.4 (3.3)	0.9 (3.3)	5.5 (6.4)	1.8 (1.66)	0.9 (1.6)
	0°	3.1 (6.5)	7.2 (8.2)	-0.7 (1.3)	2.5 (3.6)	-1.2 (3.5)	7.9 (5.9)	0.9 (1.0)	2.0 (2.5)
	-10° (DR)	2.3 (6.0)	7.7 (7.8)	-0.8 (1.2)	4.2 (4.4)	-3.4 (4.6)	11.0 (7.3)	-0.0 (0.8)	3.7 (3.8)

En la tabla siguiente se presenta el P-valor correspondiente a los resultados numéricos mostrados anteriormente para el movimiento de desviación radial. No se encuentran diferencias estadísticamente significativas entre las fuerzas medias aplicadas en los tendones pre y post-implante durante el movimiento de desviación radial (Tabla 38).

Tabla 38. Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de desviación radial

Posición	Grados ($^\circ$)	P-valor SESIÓN POST - PRE			
		ECU	ECR	FCU	FCR
Desviación radial	-10° (DC)	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05
	10° (DR)	>0.05	>0.05	>0.05	>0.05

4.2.5.3. Movimiento de lanzamiento de dardos

A lo largo de las cuatro tablas siguientes analizamos la fuerza media aplicada a los tendones implicados en el movimiento de lanzar dardos, tanto en la sesión 1 (PRE-implante), como en la sesión 2 (POST-implante). El movimiento de lanzar dardos es estudiado en sus dos componentes principales, flexo-extensión y desviación radio-cubital. Por ello, aunque se analicen independientemente los movimientos, la extensión siempre combina con desviación radial y la flexión con desviación cubital. Remarcar que en el movimiento de lanzar dardos participa flexionando y desviando a cubital el FCU, extendiendo y desviando a radial el ECR, pero además encontramos un nuevo músculo, el APL que juega un papel crucial en la extensión con desviación radial.

En la primera tabla se muestran los valores de flexión, que analizan desde los 10° de extensión a los 60° de flexión (Tabla 39).

Tabla 39. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de flexión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1			Fuerza tendones (N) SESIÓN 2		
		APL	ECR	FCU	APL	ECR	FCU
DTM: Flexión	10° (E)	11.2 (4.2)	15.7 (1.8)	4.6 (3.1)	20.3 (3.8)	15.7 (5.1)	1.5 (2.9)
	0°	8.1 (2.8)	11.6 (5.6)	0.4 (0.9)	8.4 (10)	5.5 (0.4)	2.5 (3.1)
	-60° (F)	-0.1 (1.8)	0.7 (7.0)	0.3 (0.5)	-1.0 (0.6)	0.9 (1.7)	9.8 (5.0)

Se observa en la sesión 1 como pasamos de una extensión de 10° donde la fuerza en el APL ($11.2 \text{ N} \pm 4.2$) y en el ECR ($15.7 \text{ N} \pm 1.8 \text{ N}$) es máxima a una flexión de 60° con desviación cubital, donde se registra un descenso de la fuerza de ambos, $-0.1 \text{ N} \pm 1.8 \text{ N}$ y $0.7 \text{ N} \pm 7 \text{ N}$ respectivamente. En el mismo movimiento aumenta la fuerza media en el FCU. Sin embargo, los valores de fuerza media aplicados en el FCU en el DTM para alcanzar los 60° de flexión son muy bajos, cambiando de $-4.6 \text{ N} \pm 3.1 \text{ N}$ con la extensión a $0.3 \text{ N} \pm 0.5 \text{ N}$ con la flexión.

En la sesión POST-implante, se observa en el grupo antagonista (APL y ECR) unos valores decrecientes muy similares. Remarcando con la flexión un incremento de la fuerza en el FCU que asciende de $1.5 \text{ N} \pm 2.9 \text{ N}$ a 10° de extensión a $9.8 \text{ N} \pm 5 \text{ N}$ con la flexión de 60° .

Si comparamos la fuerza aplicada en el FCU para alcanzar la flexión de 60° entre ambas sesiones vemos como tras la cirugía aumenta la fuerza media a realizar para alcanzar el mismo movimiento. Sin embargo, tras realizar el contraste T pareado de la diferencia de fuerza aplicada durante la flexión en el DTM no encontramos diferencias estadísticamente significativas (Tabla 40).

Tabla 40. Resumen de los contrastes *T* pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de flexión

Posición	Grados (°)	P-valor SESIÓN POST - PRE		
		APL	FCU	ECR
DTM: Flexión	10°(E)	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05
	-60°(F)			>0.05

En esta segunda tabla analizamos el movimiento de extensión, el cual dentro del movimiento de lanzar dardos tiene cierto componente radial (Tabla 41).

Tabla 41. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de extensión. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1			Fuerza tendones (N) SESIÓN 2		
		APL	ECR	FCU	APL	ECR	FCU
DTM: Extensión	-50° (F)	-0.6 (2.5)	7.0 (5.5)	3.6 (4.5)	-0.1 (0.7)	3.4 (4.2)	5.3 (4.2)
	0°	6.0 (6.8)	10.7 (1.3)	-0.3 (4.2)	3.8 (1.4)	11.3 (1.8)	0.9 (1.36)
	5° (E)	6.4 (6.8)	11.2 (2.0)	-0.5 (4.2)	4.1 (1.3)	12 (1.0)	0.5 (1.2)

El análisis de la sesión PRE-implante muestra una flexión ulnar máxima donde el FCU registra los mayores valores de fuerza aplicados ($3.6\text{N} \pm 4.5\text{ N}$) que evoluciona a una extensión con desviación radial, donde decrece la fuerza del FCU hasta valores de $-0.5\text{ N} \pm 4.2\text{ N}$. A la vez que desciende el FCU, se incrementa la fuerza del APL de -0.6 N a 6.4 N y del ECR de 7 N a 11.2 N . En la sesión 2, tras colocar la prótesis, obtenemos los mismos resultados, con valores de fuerza muy próximos.

Nuevamente, al realizar el contraste T pareado de la diferencia de fuerza aplicada durante la extensión en el DTM no encontramos diferencias estadísticamente significativas (Tabla 42).

Tabla 42. Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de extensión

Posición	Grados (°)	P-valor SESIÓN POST - PRE		
		APL	FCU	ECR
DTM: Extensión	-50°(F)	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05
	5°(E)	>0.05	>0.05	>0.05

En la tercera tabla analizada, valoramos el movimiento de desviación cubital, comparando valores a los 5° de desviación radial, a 0° y a los 20° de desviación cubital, siempre en las dos sesiones (PRE y POST) (Tabla 43).

Tabla 43. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de desviación cubital. Resultados de medida y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1			Fuerza tendones (N) SESIÓN 2		
		APL	ECR	FCU	APL	ECR	FCU
DTM: Desviación cubital	5° (DR)	10.3 (5.3)	6.4 (4.7)	0.1 (2.4)	7.6 (9.9)	6.5 (5.7)	3.2 (4.0)
	0°	4.4 (1.1)	3.3 (1.5)	3.0 (3.9)	5.4 (6.4)	-0.1 (2.4)	5.3 (4.0)
	-20° (DC)	-0.7 (2.1)	-0.1 (2.5)	11.4 (8.1)	-0.7 (1.0)	-3.5 (2.82)	15.0 (7.6)

En la sesión 1, partimos de una fuerza con desviación radial principalmente en el APL y ECR con valores de 10.3 N \pm 5.3 N y 6.4 N \pm 4.7 N respectivamente, que descienden hasta los 0 N con la desviación cubital. A la par, la fuerza del FCU pasa de

0.1 N \pm 2.4 N a 11.4 N \pm 8.1N. En la sesión 2, POST-implante, se percibe esta misma tendencia con valores casi equiparables. Remarcar un leve aumento de fuerza media aplicada en el FCU (15 N \pm 7.6 N) para alcanzar el mismo grado de desviación cubital.

Al igual que en el resto del movimiento de lanzar dardos, no encontramos diferencias estadísticamente significativas en la fuerza aplicada durante la desviación cubital (Tabla 44).

Tabla 44. Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de desviación cubital

Posición	Grados (°)	P-valor SESIÓN POST - PRE		
		APL	FCU	ECR
DTM: Desviación Cubital	5°(DR)	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05
	-20°(DC)	>0.05	>0.05	>0.05

Por último, pasamos a analizar el movimiento de desviación radial en dos sesiones, el cual se estudia a los 10° de desviación cubital, en neutro y a los 4° de desviación radial (Tabla 45).

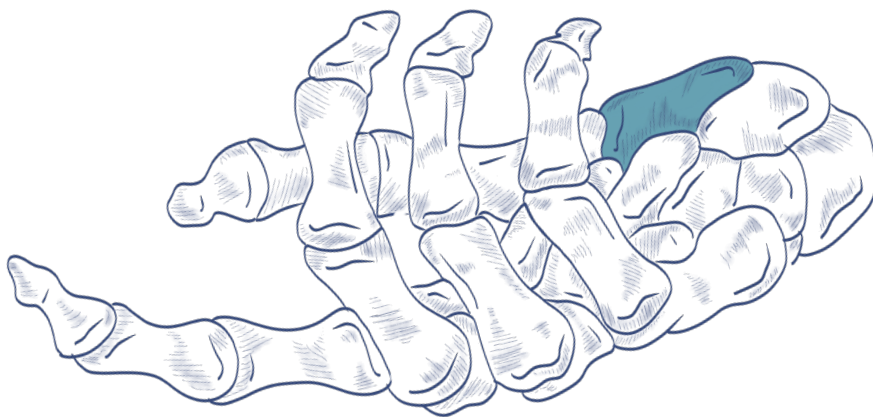
Tabla 45. Fuerza aplicada en los tendones para el movimiento de lanzar dardos: componente de desviación radial. Resultados de media y desviación típica para cada tendón

Posición	Grados	Fuerza tendones (N) SESIÓN 1			Fuerza tendones (N) SESIÓN 2		
		APL	ECR	FCU	APL	ECR	FCU
DTM: Desviación radial	-10° (DC)	1.8 (5.0)	8.6 (3.7)	1.6 (4.0)	1.2 (1.7)	6.5 (1.2)	2.6 (1.8)
	0°	1.8 (5.0)	10.5 (1.7)	0.3 (4.0)	2.7 (2.0)	9.4 (0.9)	1.7 (1.7)
	4° (DR)	6.3 (7.2)	12.4 (2.7)	-0.2 (4.0)	3.3 (1.99)	10.8 (1.0)	1.1 (1.7)

Al contrario que en el desplazamiento ulnar, aquí observamos en ambas sesiones fuerzas medias que se incrementan en el APL y en el ECR, mientras que disminuyen en el FCU según progresa el movimiento. Al comparar ambas sesiones, vemos como las fuerzas realizadas para alcanzar 4º de desviación radial en el APL y en el ECR son mayores que tras colocar la prótesis (APL PRE: 6.3 N \pm 7.2; APL POST: 3.3 N \pm 1.99 N ; ECR PRE: 12.4 N \pm 2.7 N; ECR POST: 10.8 N \pm 1 N). No encontramos diferencias estadísticamente significativas entre las fuerzas medias aplicadas en los diferentes tendones durante el movimiento de desviación radial dentro del DTM (Tabla 46).

Tabla 46. Resumen de los contrastes T pareados realizados para las diferencias en la fuerza aplicada a los tendones durante el movimiento de lanzamiento de dardos: componente de desviación radial

Posición	Grados (°)	P-valor SESIÓN POST - PRE		
		APL	FCU	ECR
DTM: Desviación Radial	-9°(DC)	>0.05	>0.05	>0.05
	0°	>0.05	>0.05	>0.05
	-20°(DC)	>0.05	>0.05	>0.05



DISCUSIÓN



La muñeca representa un conjunto articular que nos permite realizar la mayoría de las actividades de la vida diaria, tanto laborales como de ocio.

Cuando la muñeca se mueve una compleja interacción de movimientos tienen lugar entre las diferentes articulaciones para contribuir al balance articular global. La congruencia articular, la integridad ligamentaria y la contracción muscular son los 3 pilares básicos para la estabilidad del carpo. Sin embargo, no debemos olvidarnos de un cuarto factor como es el control neuromuscular y la propiocepción. Cualquier variación de este equilibrio producirá una alteración en la biomecánica del carpo.

El escafoides constituye el nexo de unión entre la hilera proximal y distal del carpo y juega un rol importante en la cinemática de la muñeca. Por ello, una fractura del mismo o una lesión de sus uniones ligamentosas altera la mecánica carpal con graves problemas de movilidad, dolor y pérdida de fuerza si no se trata correctamente^{60,69}.

Como hemos visto, a lo largo de la historia muchos tratamientos han sido empleados para manejar las fracturas agudas de escafoides. Desde la inmovilización prolongada con férula en caso de fracturas estables, pasando por la osteosíntesis percutánea con tornillo intramedular en caso de fracturas poco desplazadas o que pueden ser reducidas mediante manipulación cerrada y/o artroscopía hasta llegar a la reducción abierta y fijación interna en las fracturas desplazadas no reductibles.

En general, las fracturas de escafoides suelen presentar una evolución satisfactoria en el 85-90% de las ocasiones sin necesidad de tratamiento quirúrgico⁶⁸. Cuando dicha fractura no se diagnostica en un primer momento o se trata de forma inadecuada existe un riesgo de consolidación en mala posición que conduce en el 100% de los casos a una artrosis con patrón SNAC^{61,139,140}. Además, hay también un riesgo de *no-unión* o pseudoartrosis que oscila entre un 12% y un 30% según la bibliografía publicada^{1,68}. La probabilidad de dicha pseudoartrosis se incrementa si encontramos un desplazamiento inicial importante o incluso se pueden descubrir casos clínicos sin consolidación en pacientes correctamente diagnosticados y manejados (5.2%)¹⁴¹. Por ello, el método de tratamiento y evolución de las fracturas de escafoides continúa siendo un desafío para los cirujanos ortopedas y traumatólogos.

Ante una pseudoartrosis de escafoides secundaria a una fractura se produce un desplazamiento carpal. Smith realiza un primer estudio *in vitro* simulando fracturas inestables en el escafoides y observa que sin consolidación el fragmento distal se flexiona e incrementa su movilidad mientras que el fragmento proximal unido al semilunar se desplaza junto a este en extensión. Sin embargo, son estudio *in vitro* que no tienen en cuenta las fuerzas musculares ni la propiocepción y por tanto, no pueden ser extrapolados *in vivo*¹⁴². Años después, se intenta nuevamente estudiar el comportamiento del carpo tras fracturas inestables pero esta vez *in vivo* gracias a la reconstrucción 3D de la TC.

Oka observa que las fracturas distales al ápex con afectación dorsal, o dicho de otro modo, las fracturas distales a la inserción

de la porción dorsal del ligamento escafolunar y del ligamento intercarpiano dorsal provocan un patrón en DISI del fragmento proximal y deformidad en joroba del escafoides por flexión de la porción distal que mantiene sus inserciones a la hilera distal, donde destaca el potente ligamento escafo-trapecio-trapezoideo¹⁴³. En caso de fracturas más proximales, los ligamentos dorsales mantienen sus inserciones ofreciendo una estabilidad adicional. Moritomo también confirma esta cinemática patológica desestabilizadora donde los trazos de fractura distales al ápex del escafoides provocan movilidad interfragmentaria con patrón volar distal y alteración en la transmisión de cargas⁶⁹.

Las fracturas que afectan al polo proximal del escafoides no suponen más de un 10-20% del total de las fracturas de escafoides, pero presentan unas peculiaridades que las hacen especiales, sobre todo debido a la precaria vascularización en la zona proximal. García-Elías clasifica las fracturas del polo proximal del escafoides en tipo 1 (estables), si el trazo fractuario es proximal al ápex dorsal o tipo 2 (inestables), si la fractura es distal al ápex¹⁴⁴. En las fracturas inestables, distales al ápex, el fragmento proximal en extensión mantiene las potentes inserciones ligamentarias a través de las cuales penetra el aporte sanguíneo. Por ello, el riesgo de necrosis del polo proximal es bajo^{69,144,145}. Mientras que las fracturas más proximales son generalmente fracturas subcondrales de pequeño tamaño con un alto riesgo de necrosis avascular y pseudoartrosis debido a la pobre vascularización del polo proximal, ya que con la fractura se afecta la vascularización intraósea y también la vascularización que penetra a través del ligamento escafolunar y del ligamento radio-escafo-lunar^{3,13,16,64}. En este tipo de fracturas,

a pesar de un tratamiento con injerto óseo, las tasas de consolidación oscilan en torno a un 64-77% comparadas con el 80-100% si se aplica la misma técnica para fracturas de la cintura o tercio distal⁶⁸.

Las opciones quirúrgicas cuando nos encontramos con una ausencia de consolidación de escafoides dependen tanto de la localización como de la presencia de deformidad y de la correlación con procesos de necrosis avascular, pues el objetivo de la cirugía siempre es doble: lograr la consolidación ósea corrigiendo cualquier deformidad carpal previa. Existen descritos injertos óseos vascularizados y no vascularizados que se utilizan con o sin fijación interna. Las tasas de unión tras osteosíntesis con tornillos intramedular más injerto fluctúan entre el 84% en fracturas estables y el 60% en las inestables¹⁴⁶. Mientras que si ya existe necrosis avascular asociada esta tasa desciende hasta el 47%¹⁴⁷.

En casos de *no unión* o necrosis avascular donde han fracasado las técnicas aplicadas o donde ya se ha desarrollado una artrosis recurriremos a técnicas conocidas como de *salvamento*, dentro de las cuales están las fusiones intercarpales, las fusiones totales o la exéresis ósea total o parcial. Todas ellas presentan diferentes resultados en cuanto a resolución del dolor, satisfacción del paciente, resultados radiológicos, tasa de progresión a la artrosis, necesidad de reintervenciones y movilidad secundaria tras la cirugía. Sin embargo, no contamos con una técnica en la literatura de la cirugía de mano que sea capaz de solventar todos los problemas que se nos plantean y continúan existiendo casos para los que no hay una *buena solución*.

En pacientes con fracturas muy proximales del escafoides con un fragmento osteocondral único está descrita su extirpación y redondeado con bisturí de los bordes de la fractura⁶⁴. Sin embargo, si existe una gran fragmentación o necrosis del polo proximal, no se recomienda únicamente la resección aislada del fragmento proximal del escafoides como única alternativa, y siempre se debe asociar un gesto complementario⁷⁸. Se ha demostrado que la resección aislada del escafoides, tanto parcial como total, lleva asociada una inestabilidad carpal, sobre todo en las resecciones totales donde se provoca un colapso a radial del carpo con migración del hueso grande a radial y extensión del piramidal y del semilunar^{12,148,149}. Por tanto, estos resultados demuestran que la escafoidectomía aislada, total o parcial, no está recomendada, y siempre que se realice se debe asociar una estabilización adicional para intentar evitar cambios biomecánicos secundarios. Ante estas situaciones, especialmente en caso de pacientes jóvenes y demandantes donde las técnicas de salvamento no son lo ideal, está indicada la escafoidectomía completa o del polo proximal necrosado junto con la implantación de una artroplastias de interposición que nos permite recuperar la anatomía y la biomecánica carpal. Para la artroplastia de interposición se pueden utilizar injertos osteocondrales vascularizados como los propuestos por Higgins que utilizan como zona donante la tróclea femoral medial o un injerto osteocondral tallado a partir de una costilla autóloga^{78,150-153}. Sus defensores publican resultados excelentes con ambas técnicas, con pocos problemas en las zonas donantes y se elimina cualquier complicación secundaria al rechazo o transmisión de enfermedades secundarias al uso de aloinjertos o de otros materiales. Recientemente, se ha publicado el uso del polo proximal del grande para la susti-

tución del polo proximal del escafoides, sus autores señalan que este joven injerto nos proporciona un buen injerto estructural con mínima morbilidad de la zona dadora, nos permite reconstruir el ligamento escafolunar dorsal y además evita la necesidad de anastomosis microvasculares¹⁵⁴.

La implantación de la primera artroplastia de interposición tras una escafoidectomía data de 1945 con una prótesis de vitallium anatómica diseñada a partir de moldes de escafoides, sus resultados a corto plazo fueron positivos pero tras décadas de seguimiento se observan resultados funcionales pobres con artrosis y colapso carpal^{94,99}. En 1963, Agner, reporta los primeros resultados con una prótesis de material acrílico con resultados negativos, ya que el 70% de las prótesis deben retirarse por la fibrosis y por los problemas de estabilidad¹⁰².

El tratamiento protésico con implantes de silastic es propuesto por Swanson y divulgando en el mundo entero entre los años 70 y 80¹⁰⁴. Inicialmente contó con resultados muy positivos que facilitaron su distribución. Sin embargo, años después de su implantación también se reportan casos de prótesis inestable con luxación a dorsal o volar, flexión con inestabilidad en DISI, colapso carpal y sinovitis con cambios líticos secundarios al desgaste del implante^{111,155}. Hay autores como Haussmann que tras estudiar la biomecánica del carpo consideran ilógica y no fisiológica el uso de hemiprótesis no estabilizadas para el polo proximal del escafoides, pues con la interrupción del ligamento escafolunar se rompe la biomecánica del carpo y se altera la transmisión de fuerzas, siendo las prótesis de silicona incapaces de soportar el aumento de presión carpal¹⁰⁶. La luxación y la si-

novitis obliga a la retirada de los mismos con necesidad de una artrodesis parcial para evitar la progresión de la artrosis en el 25% de los casos^{107,156,157}.

Swanson pensaba que el fallo provenía del material y no del implante. Por ello, en 1984 diseña la misma prótesis pero cambiando el material por titanio, un material con buenos resultados en cuanto a implantación y respuesta ósea¹¹³. Además, añade unas modificaciones para solventar los problemas de estabilidad con un vástago distal y un orificio proximal que permite suturarlo al semilunar. A pesar de tener buenos resultados, con fuerza de prensión del 80% comparadas con el lado contralateral, una mejora clínica en el 85% de los pacientes y un rango de movilidad completo en el 26% de los mismos, no gozó de la aceptación global del implante previo⁹⁸.

Nosotros estamos de acuerdo con la literatura, y ante casos de fracturas proximales de escafoides el uso de injertos óseos es la indicación quirúrgica adecuada para lograr la consolidación. Sin embargo, en casos de muñecas dolorosas con un fragmento proximal muy pequeño y avascular, con tal fragmentación y distorsión que no es posible situar un injerto óseo intercalado, o si fracasan de las técnicas previas, la exéresis y reemplazo por una artroplastia representa una opción aceptable y satisfactoria. Pues a pesar de las decepciones de los implantes escafoideos del pasado, nos hace pensar que si se consiguiera trabajar en un material más biocompatible, con una menor fricción y aumentáramos la estabilidad de la prótesis podríamos conseguir una nueva técnica para solucionar casos refractarios a los tratamientos ya conocidos.

Respecto al material, como hemos visto en la introducción, se han diseñado implantes para las articulaciones de carpo en diferentes materiales (titanio, vitallium, silicona, etc.) pero todos han fracasado¹²⁵. El carbón pirolítico representa una alternativa, pues gracias a sus propiedades mecánicas es capaz de resistir la movilización repetitiva sin desgaste. Además, gracias a su biocompatibilidad lleva implantándose desde hace más de 30 años con resultados excelentes¹⁵⁸.

Vencido el problema del material, proponemos salvar el segundo obstáculo que han hecho fracasar a los implantes escafoides, y es que muchas de las prótesis actuaban como meros espaciadores que al colocarlos tras la exéresis escafoidea total o parcial evitaban el colapso carpal manteniendo la altura de la columna radial del carpo. Sin embargo, al no estar estabilizados, con su implantación se modificaban las cargas y muchos de ellos, incapaces de mantenerse en su posición, terminaban luxándose. Por ello, nuestro objetivo es un implante estabilizado capaz de transmitir cargas funcionales sin fallo o pérdida de su congruencia articular interna¹⁵⁹.

En las fracturas inestables del polo proximal del escafoides la exéresis del polo proximal también asocia el sacrificio del principal estabilizador de la articulación, el ligamento escafosemilunar, y de parte de los estabilizadores secundarios, como es el ligamento intercarpio dorsal^{22,32}. Al colocar un implante, si el ligamento escafolunar no se repara, se provoca la extensión del semilunar por su unión con el piramidal, una traslación del hueso grande a dorsal y una posible flexión del escafoides con subluxación dorsal y riesgo de luxación. El curso normal de este

proceso es hacia la artrosis, colapso carpal y luxación del implante con dolor y pérdida de fuerza. Por otro lado, a nivel distal el ligamento escafo-trapecio-trapezoideo actúa como estabilizador secundario en una muñeca sana evitando la excesiva flexión del escafoides pero ante lesiones del escafolunar se encuentra distendido al no poder soportar la excesiva carga.

En respuesta a todo esto, pensamos que frente a una fractura del polo proximal del escafoides muy conminuta e irreparable, si existe necrosis ósea avascular secundaria o por una enfermedad degenerativa como es la Enfermedad de Preiser, la exéresis del polo proximal del escafoides y su sustitución por un implante es una alternativa a tener en cuenta, principalmente en pacientes jóvenes activos. Para evitar los fallos y complicaciones del pasado, se mantiene el polo distal del escafoides con buen aporte vascular y fuertes uniones al trapecio y trapezoide, que proporcionan estabilidad secundaria, suprimiendo así solo la parte dañada del hueso. El implante diseñado cuenta con unas modificaciones que permiten su estabilización para reproducir y adaptarse a la biomecánica carpal.

5.1. DISEÑO DE UNA PRÓTESIS PARCIAL DE ESCAFOIDES ESTABILIZADA

5.1.1. ANTROPOMETRIA DEL ESCAFOIDES

Compson fue uno de los primeros en mencionar la importancia de conocer y entender la morfología tridimensional del escafoide en la práctica clínica y quirúrgica¹⁶⁰. Desde entonces, se han empleado diferentes métodos de medida que van desde el uso de calibradores hasta el empleo de RM o TC en 3D, pasando por pruebas de imagen en dos dimensiones. Gracias a los recientes avances en técnicas de procesamiento de imagen se puede conocer mejor la longitud, volumen y superficie de los huesos del carpo, aunque son escasos los estudios que los evalúan individualmente¹⁶¹.

En nuestro trabajo se estudian finalmente 26 piezas originales de escafoides, ya que cuatro son desechadas por tener cambios artrósicos. En el cálculo del tamaño muestral inicial para una desviación estándar de referencia de 2.6 mm son precisas 24 piezas. Sin embargo, nosotros utilizamos todas las disponibles por parte de la Universitat de València para asumir las posibles pérdidas del estudio. Al revisar la literatura vemos que la mayor parte de publicaciones sobre antropometría escafoidea reportan tamaños muestrales similares a los nuestros, los cuales oscilan entre los 10 y 50 escafoides^{129,161-164}.

El eje longitudinal calculado entre el punto más prominente proximal y distal nos proporciona la medida máxima de longitud del escafoide y es la línea de base sobre la que se realizan

el resto de mediciones para calcular el grosor del mismo. En los primeros trabajos publicados esta medida se realizaba macroscópicamente pero en la actualidad se recurre a pruebas de imagen superior (TC o RM), con o sin reconstrucción en 3D, para obtener mediciones más exactas y minimizar errores^{6,129,160,165,166}.

La muestra que presentamos tiene una longitud media de 26.24 mm tras la valoración macroscópica con calibrador, siendo de 25.28 mm en mujeres y 27.54 mm en hombres. Si lo comparamos con los resultados de otros trabajos que recurren a este sistema de medición vemos como Heinzelmann, a partir de una muestra de 30 pares de escafoides cadavéricos, obtiene unos valores de tallaje superiores, con una longitud media de 27 mm en mujeres respecto a 31 mm en hombres. Al igual que nosotros, observa que los escafoides de las mujeres son siempre morfométricamente menores¹²⁹. Sin embargo, una limitación de su estudio es que se desconoce la información racial de los donantes y por tanto, no se pueden evaluar diferencias de talla entre razas respecto a la nuestra, que se corresponde a una población caucásica mediterránea. Otro ejemplo es Kong, quien evalúa 84 escafoides de la población china con parámetros muy inferiores a los nuestros, 18 mm de mínima y 25 mm de máxima, encontrando así en la raza china una talla menor respecto a la población caucásica¹⁶⁴. Ceri también evalúa macroscópicamente los escafoides con una longitud media de 25.8 mm, aunque al igual que Heinzelmann desconoce los datos demográficos y de género de su muestra⁶.

Respecto al resto de parámetros morfométricos medidos con calibrador obtuvimos un grosor medio a nivel de la cintura de

9.66 mm, que oscila entre los 10.01 mm en hombres y 9.40 mm en mujeres. Ceri reporta valores de 10.9 mm en la cintura mientras que Heinzelmann, fiel a unos valores superiores, diferencia entre 13.6 mm en varones respecto a 11.1 mm en mujeres^{6,129}. A nivel del tubérculo distal, nuestros valores medios son de 6.39 mm, datos muy similares a los propuestos por Heinzelmann (7.2 mm), que representa el único autor que evalúa en grosor de los polos del mismo modo que nosotros. En el tubérculo proximal los resultados para Heinzelmann varían entre 3.7 mm y 4.5 mm en función del sexo¹²⁹. En nuestro caso, oscilan entre 5.06 mm en mujeres respecto a los 5.42 mm en varones.

La misma medición realizada se repite en toda la muestra pero en esta ocasión sobre la reconstrucción 3D de la TC, gracias a un programa informático de medición donde manualmente se seleccionan los límites. Este sistema de cálculo es empleado por múltiples autores como Fukuda, Patterson, Letta o Crisco^{161,166-168}. Nosotros reportamos una longitud media de 25.72 mm, 26.58 mm en los hombres y 25.09 mm en las mujeres. Smith es el primero en realizar la medición con reconstrucción en 3D, a partir de 100 RMN, con una longitud media de 24.5 mm (22 mm en mujeres y 26 mm en varones)¹⁶⁹. Fukuda efectúa sus estudios TC en 51 pacientes japoneses con una longitud media 27.8 mm, 29.2 mm en varones y 25.9 mm en mujeres¹⁶¹. Patterson mide 35 manos, sanas y de cadáveres, con una longitud de 29.2 mm en varones y 25.5 mm en mujeres. Letta evalúa una muestra de 52 escafoides alcanzando unos resultados muy similares a los nuestros, 26.8 mm de media (25.1 mm en mujeres y 28 mm en varones)¹⁶⁸. Pichler con el mismo sistema de medición aún obtiene resultados más próximos, con 27.8 mm de longitud en varones y 24.5 mm en mujeres¹⁷⁰. Guo decide

para evitar errores manuales generar un programa de ordenador que elimine la variabilidad intraobservador e interobservador en la selección de los límites¹⁶⁵. Con su sistema de medición obtiene una longitud media escafoidea de 29 mm en hombres y 27 mm en mujeres, valores superiores a pesar de tratarse de una muestra de 30 pacientes de nacionalidad china, donde se han encontrado valores morfométricos menores.

Observamos, al igual que la mayoría, siempre una longitud menor en las mujeres, pero es Crisco el único que cuantifica la diferencia de tallas para estudiar la influencia del género, advirtiéndole una menor longitud en los escafoides de la mujeres (24.8 mm respecto a 29.3 mm), así como en el resto de huesos carpales¹⁶⁶. En resumen, nuestros valores obtenidos son muy parejos a los estudiados en la literatura, con una diferencia que oscila entre 1 y 1.5 mm. Solo Smith obtiene valores inferiores mientras que el resto manifiestan resultados antropométricamente superiores¹⁶⁹. En relación a las restantes mediciones tomadas, no hemos encontrado al revisar la literatura ningún artículo que evalúe digitalmente el grosor a nivel de la cintura ni de los polos.

5.1.2. COMPARATIVA ENTRE LA MEDICIÓN MACROSCÓPICA Y DIGITAL

En la siguiente tabla se comparan los valores medios obtenidos mediante la medición macroscópica con calibrador y los valores recogidos tras la medición digital sobre la reconstrucción 3D de TC (Tabla 47):

Tabla 47. Comparativa del resultado medio de longitud y grosor de la muestra según el sistema de medición empleado

		Longitud media (mm)	Grosor medio de la cintura (mm)	Grosor medio polo proximal (mm)	Grosor medio polo distal (mm)
MEDICIÓN CON CALIBRADOR	Nº total escafoides (N=26)	26.24 (23-31)	9.66 (8-11.9)	5.14 (4-7)	6.39 (5-9)
	Escafoides mujeres (N= 15)	25.28 (23-28.5)	9.40 (8.1-11.5)	5.06 (4-6)	6.08 (5-7)
	Escafoides hombres (N= 11)	27.54 (23.5-31)	10.01 (8-11.9)	5.42 (4.5-7)	6.8 (5.5-9)
MEDICIÓN CON TC EN 3D	Nº total escafoides (N=26)	25.72 (22.7-29.5)	9.08 (7.52-11)	4.96 (4.09-6.1)	6.91 (5.7-8)
	Escafoides mujeres (N= 15)	25.09 (22.7-28.5)	8.78 (7.52-9.92)	4.79 (4.09-6.1)	6.71 (5.77-7.7)
	Escafoides hombres (N= 11)	26.58 (24.1-29.5)	9.49 (8-11)	5.19 (4.5-6)	7.17 (5.7-8)

Podemos observar como los valores obtenidos en cuanto a longitud, grosor de la cintura y grosor del polo proximal son siempre menores con la medición digital con TC 3D, con una diferencia de error inferior al milímetro. Únicamente encontramos valores medios superiores a nivel de la medición digital del polo distal, con una diferencia media de 0.52 mm. Sin embargo, a pesar de esta escasa discrepancia de milímetros, al realizar el análisis estadístico y comparar ambos sistemas de medición encontramos diferencias estadísticamente significativas en cuanto a los resultados obtenidos en función del sistema de medición empleado a nivel de la cintura, longitud y polo distal. A nivel del polo proximal del escafoides no encontramos diferencias estadísticamente significativas. Por tanto, sí que parece que el em-

pleo de un sistema u otro puede hacer variar los resultados y, por tanto, no son comparables.

Al revisar la literatura, la mayoría de trabajos hablan de la superioridad de las pruebas de imagen con reconstrucciones en 3D para programar la intervención quirúrgica, sobre todo para alcanzar la reconstrucción tras fracturas complejas, pues se puede conocer la anatomía del escafoides sano contralateral que es simétrico^{5,168,171}. Sin embargo, ningún trabajo realiza la comparativa al emplear diferentes técnicas de medición. Es conocido que la medición macroscópica con calibrador siempre otorga menor precisión debido a errores de cálculo manual por el instrumento de medida y por la tolerancia geométrica de la propia pieza. A pesar de que con un sistema de TC 3D se pueden magnificar muchos detalles, esta técnica no está exenta de errores de medición debido al intervalo de grosor que existe entre los cortes (0.5 mm), a la agudeza del aparato de TC y de la reconstrucción o al procesado de la imagen. Además, en la mayoría de casos de medición digital es el propio investigador quien determina manualmente los puntos de medida¹⁶¹. Esta última limitación está siendo erradicada a partir de sistemas de medición como el propuesto por Guo donde las mediciones se generan por un programa de ordenador¹⁶⁵.

Nuestros resultados están en concordancia con las últimas tendencias publicadas, pues todas las mediciones que realizamos con TC en la muestra cumplían la normalidad ($p > 0.05$) mientras que las mediciones macroscópicas a nivel de los polos no respetaban esta tendencia, cosa que nos hace pensar que las mediciones digitales tras la reconstrucción en 3D son más precisas

y por tanto, preferibles para seleccionar el tallaje del implante protésico.

5.1.3. DESARROLLO DEL IMPLANTE

5.1.3.1. Desarrollo del modelo protésico

A partir de una revisión histórica de las artroplastias de escafoides realizamos el diseño del implante intentando evitar los fallos del pasado, mejorándolo con los conocimientos presentes y optimizándolo con los avances en bioingeniería. La indicación de nuestro implante es solo para fracturas conminutas del polo proximal irreparables o que han fracasado tras el uso de injertos, la cual presenta necrosis ósea avascular o también en casos de enfermedad de Preiser.

En el proceso del diseño del implante es importante estudiar y conocer la patología de este hueso. Habitualmente el problema de consolidación se localiza a nivel del polo proximal, donde a pesar de solo asentar el 10-20% de las fracturas del escafoides existe un alto riesgo de no consolidación asociado a su incierta vascularización. Como vimos en la introducción existe un gran debate en torno al aporte sanguíneo del polo proximal. Por un lado, una línea de investigación defiende la existencia de una vascularización intraósea a través de ramas dorsales y palmares distales que se dividen, mientras que los detractores proponen la existencia de vasos directos al polo proximal que penetran a través del ligamento escafolunar y del radio-escafo-lunar^{3,13,172,173}. En ambos casos, ante una fractura del polo proximal tipo 1, estable, se afecta tanto la vascularización in-

traósea como la vascularización que entra directamente a través de los ligamentos con un alto riesgo de necrosis. En las fracturas tipo 2, inestables, se altera la vascularización intraósea pero se mantiene la vascularización a través del ligamento escafolunar que permanece anclado e indemne^{13,144}. Aún así, el riesgo de necrosis avascular con pseudoartrosis es elevado en el polo proximal pero siempre se mantiene la viabilidad del hueso en su porción más distal.

Ante una pseudoartrosis recalcitrante donde han fracasado otras técnicas de rescate como son los injertos óseos podemos plantear realizar una escafoidectomía completa pero esta acción provocaría una inestabilidad del carpo, y además, estaríamos sacrificando una parte de hueso totalmente sano¹². Otra opción, sería recurrir a técnicas paliativas como las artrodesis parciales del carpo o la resección de la primera hilera, ambas opciones con muy buenos resultados en cuanto a control del dolor pero sacrifican el 50% de la movilidad de la muñeca^{86,93,174,175}. Nuestro objetivo es respetar siempre que sea posible las partes viables y sanas, tanto ligamentosas como óseas. Para ello, proponemos el diseño de un implante que sustituya únicamente los dos tercios proximales del escafoides que se encuentran dañados, manteniendo el tercio distal del hueso escafoides que conserva sus inserciones al complejo ligamentoso escafo-trapecio-trapezoideo, estabilizador secundario de la articulación escafo-semilunar. Además, la implantación protésica siempre es una opción menos ofensiva que las técnicas de salvamento, y en caso de fallo mantenemos la posibilidad de realizar cirugías más agresivas, como la artrodesis cuatro esquinas o la carpectomía proximal.

A partir de las mediciones macroscópicas obtenidas y del análisis por imagen de TC se investiga la morfometría del escafoides humano, así como su morfología. Analizando las reconstrucciones en TC diseñamos el implante escafoideo anatómico, con una carilla articular convexa de proximal a lateral para el radio, una carilla larga y cóncava que mira a medial para el hueso grande y una tercera faceta con forma de media luna y casi plana proyectada a medial y ligeramente a palmar para el semilunar. La última faceta, es una modificación realizada en el implante protésico para articular con el remanente de hueso escafoideo. Es una carilla plana cuya área de sección es perpendicular al eje longitudinal del escafoides.

Para cubrir la diversidad de morfometría poblacional diseñamos el implante en 3 tallas. La decisión del tallaje propuesto se fundamenta en nuestros resultados de medición macroscópica y digital, los cuales oscilan en un rango mínimo de 23 mm y máximo de 31 mm frente a 22.7 mm y 29.5 mm respectivamente. Basándonos en estos resultados y teniendo en cuenta que nuestro implante sustituye únicamente los dos tercio proximales dañados, incluso pensando que en ocasiones durante la cirugía se puede valorar mantener una porción mayor de escafoides distal sano, proponemos el diseño de 3 implantes que comprendan la variabilidad de la anatomía del escafoides en la población caucásica. Por ello, nuestro diseño en 3 tallas que sustituye los dos tercios proximales mide 16 mm, 18 mm y 20.7 mm.

Una vez diseñadas las superficies articulares del implante existe un segundo problema a vencer, la fijación y la estabilidad del mismo. El uso de implantes de escafoides o implantes carpales

como espaciadores empezó a utilizarse en los años 50, muchos de ellos con resultados positivos a corto plazo tuvieron que ser retirados años después por dolor y limitación funcional asociada a la inestabilidad y luxación del implante al ser sometidos a fuerzas^{176,177}. La mayoría de autores que implantaron espaciadores esféricos del polo proximal de escafoides, independientemente del material de fabricación, creían en la estabilidad, pues tras reseca el polo proximal del escafoides se crea una cavidad circular, como un recipiente, capaz de contener al implante siempre que se realice una técnica precisa. Incluso en caso de dudas con la estabilidad proponen que el cirujano pueda mejorar y moldear la cavidad receptora para facilitar y asegurar la congruencia articular¹⁰⁹. La prótesis APSI implantada en 1989 por primera vez, representa en la actualidad el único representante de las prótesis escafoideas no estabilizadas¹¹⁰. En la publicación de Pequignot con un seguimiento medio de 6 años no notifica ninguna luxación, datos que concuerdan con la revisión de Lima-Santos, quien tras inspeccionar los implantes a 6.5 años no observa inestabilidades¹¹⁶. Sin embargo, al repasar otros trabajos a largo plazo como el de Aribert, sí que encontramos inestabilidades del implante. Aribert tras implantar 35 prótesis APSI con una media de seguimiento a 10 años, define la APSI como una técnica fiable, con resultados positivos comparables en el tiempo a una artrodesis 4 esquinas pero presenta como complicaciones 4 luxaciones completas del implante (tres dorsales y una palmar), en los primeros 3 meses postquirúrgicos que precisan de reintervención¹¹⁵. Es importante remarcar que en caso de artroplastia de interposición debemos reseca únicamente la porción de hueso proximal que se encuentre dañada, intentando mantener siempre la porción distal con sus inserciones ligamen-

osas pues de esta forma no se desestabiliza la columna del pulgar al mismo tiempo que mantenemos un estabilizador secundario y evitamos un colapso radial^{12,178}. Incluso en artrodesis carpales hay autores que defienden mantener el remanente distal del escafoides si se encuentra sin alteraciones por estos mismos motivos¹⁷⁹.

Como hemos visto, a pesar de que las hemiprótosis de interposición tienen sus propios defensores, existen publicaciones con problemas de inestabilidad que nos hacen dudar de ellas como un implante fiable para reproducir la biomecánica carpal en las actividades diarias. Este mismo miedo o duda también despertó el interés de ortopedas del siglo pasado. Swanson en el diseño de su prótesis de silastic añade un vástago que permite anclar la prótesis al trapecio y/o al trapecoide mientras que el modelo de titanio cuenta con unos orificios distales para el trapecio y para el semilunar con el fin de pasar unas suturas de Dacron 2-0 o cualquier sutura no reabsorbible que aporte estabilidad durante el periodo de curación. Estos diseños protésicos anatómicos presentan una correcta estabilidad distal pero al ser sometidos a cargas en la zona proximal se flexionan, luxan a dorsal y pronan provocando dolor y la consiguiente reintervención con retirada^{105,106}. Recientemente, se ha demostrado que la estabilización de un implante de cuerpo completo con un cilindro longitudinal, fijado en proximal y en distal mantiene al escafoides en la posición deseada pero no puede evitar que el implante tienda a rotar o torsionarse a través de su eje, pues ante cargas transmitidas desde el lado cubital de la muñeca induce un movimiento de pronación y desviación radial en los huesos del carpo al tensarse el injerto tendinoso¹⁰. Existe otro modelo, también de

Swanson, que mantendría el vástago distal pero a nivel proximal se fija a hueso grande y no al semilunar, mediante una sutura de Ti-cron¹⁰⁵. En el año 2000, Rosselló publica una revisión de 35 pacientes intervenidos con la prótesis total de titanio con vástago, modelo Swanson, con buena estabilidad y ganancia de fuerza aunque con gran variabilidad en cuanto a los resultados de movilidad¹¹⁴. En la técnica, donde además del vástago distal se añade una fijación proximal al hueso grande suponen innecesaria la reconstrucción del ligamento escafolunar dejando únicamente para la estabilización proximal un refuerzo temporal al grande.

Consideramos importante nombrar un grupo de investigación que recientemente se ha encontrado con el mismo problema que nosotros ante pseudoartrosis recalcitrantes de escafoides¹⁸⁰. Ellos han diseñado un implante completo replica del escafoides contralateral del paciente, el cual se estabiliza en suspensión mediante una plastia que discurre por un canal a través del escafoides, simulando el túnel propuesto por Brunelli y se afianza al trapecio reproduciendo el ligamento escafo-trapecio-trapezoideo y al semilunar¹⁸¹. En sus primeros resultados dinámicos con fluoroscopia observan que el implante reproduce excelentemente el movimiento natural del escafoides aunque se encuentra más extendido¹⁸⁰. No existen conclusiones a largo plazo pues se lleva implantando desde hace 1 año.

Tras revisar los implantes pasados, pensamos que nuestro diseño protésico anatómico debe contar con modificaciones para estabilizarlo, disminuyendo la probabilidad de una luxación completa o parcial del mismo.

5.1.3.2. Estabilización del implante

5.1.3.2.1. Estabilización proximal

Ante una necrosis del polo proximal o una pseudoartrosis no reparable con injertos óseos donde se indica realizar una artroplastia, autóloga o no, es preciso sacrificar el ligamento escafolunar para la exéresis del polo proximal. En una muñeca sana, si se provoca una lesión aislada de ligamento escafolunar se produce una inestabilidad carpiana dissociativa, donde el escafoides y el semilunar se separan entre sí, quedando el escafoides flexionado y pronado en mayor rango¹⁸². Con el desplazamiento del polo proximal a dorsal y proximal aumenta la transferencia de cargas entre estos puntos con el radio produciendo una degeneración articular precoz que lleva al desarrollo de una muñeca SLAC (Scapho-lunate Advanced Collapse). El semilunar que mantiene su unión la piramidal se extiende dando un patrón en DISI. A la hora de valorarlo y planear repararlo es importante tener en cuenta el tipo de lesión (parcial o completa), la viabilidad del ligamento (reparable o no), la cronicidad y la reductibilidad de la lesión, pues según el tipo de lesión se proyectará un tratamiento diferente¹⁸³.

En nuestro caso, queremos estabilizar a nivel proximal un implante, creando un neoligamento escafolunar que nos permita mantener al escafoides y al semilunar ensamblados, evitando la flexión del implante con desplazamiento a dorsal y la extensión del semilunar. Al revisar las diferentes alternativas o tratamientos quirúrgicos publicados para reparar la disociación escafo-lunar crónica encontramos: artrodesis parciales, capsu-

lodesis, tenodesis o injertos hueso-tendón-hueso. Si bien todos presentan resultados aceptables a corto plazo, ninguno resulta ideal, con una respuesta impredecible a largo plazo. Ante una prótesis móvil que pretende simular la anatomía, las artrodesis intercarpales no representan una opción al estar asociadas con baja tasa de fusión, disminución de la movilidad, aumento del estrés articular y potencial artrosis¹⁸⁴. Sin embargo, la plastia de reconstrucción con tendones si preserva el movimiento intercarpal intentando simular la biomecánica normal y constituye la opción más anatómica, siendo nuestra mejor elección para la estabilidad proximal del implante.

La tenodesis es descrita inicialmente por Dobyns en 1975, quien utiliza una plastia tendinosa a través de unos túneles antero-posteriores creados en el escafoides y en el semilunar. Con su técnica consigue controlar la estabilidad pero aumenta el riesgo de osteonecrosis al crear los túneles, principalmente en el escafoides, y además, existe el riesgo de fracturas iatrogénicas¹⁸⁵. Pocos años después, Palmer modifica la técnica con injertos del ECRB y del ECRL¹⁸⁶. Desde entonces, diferentes modificaciones del procedimiento han sido publicadas, incluyendo a Almquist que propone una cirugía de reconstrucción ligamentosa a 4 huesos con el ECRB para reconstruir la porción dorsal del ligamento escafolunar, pero es Brunelli en 1995 quien encumbra nuevamente la técnica de reparación ligamentosa con plastias de reconstrucción^{181,187}. Para ello, plantea el uso de un hemitendón de FCR que es tunelizado de volar a dorsal a nivel del escafoides distal pasando por encima de la articulación escafo-lunar y estabilizándose en el radio dorsal y en los restos ligamentosos del luno-piramidal¹⁸¹. A corto plazo presenta resultados muy positivos.

Sin embargo, se observa una rigidez articular secundaria a la tenodesis radiocarpiana, y a largo plazo una pérdida de la reducción radiológica. Van den Abbeele modifica la técnica evitando la tenodesis radiocarpal, *técnica modificada de Brunelli*. La cirugía propone pasar el hemitendón del FCR por el escafoides, avanzarlo por encima de la articulación escafo-lunar hasta llegar al ligamento radio-piramidal que utiliza a modo de polea de reflexión para suturarlo sobre sí mismo¹⁸⁸. La técnica con buenos resultados puede aumentar la hiperextensión del semilunar provocando la degeneración carpal¹⁸⁹. En 2006, García-Elías intenta mejorar el funcionamiento del ligamento escafo-trapecio-trapezoideo, escafolunar dorsal y el radio-piramidal dorsal con la técnica conocida como 3LT (Tenodesis de 3 ligamentos)¹⁸³. Para ello, realiza un túnel de volar distal a proximal dorsal en el escafoides por donde desfila la plastia ligamentosa de hemi-FCR, posteriormente la ancla dorsalmente al hueso semilunar con un arpón y sigue hacia el ligamento de radio-piramidal que utiliza como polea de reflexión para volver al hueso semilunar donde se sutura sobre sí mismo. Se han comparado biomecánicamente y radiográficamente *in vitro* la plastia de Van den Abbeele y la de García-Elías: ambas consiguen mejoras en cuanto a la reducción del espacio escafolunar y del ángulo escafolunar con valores próximos a muñecas intactas pero tras someterlas a 1000 ciclos de movilidad se observa un empeoramiento radiográfico. Con la técnica modificada tipo Brunelli se consiguen rangos de movilidad del 80%, una mejora en la fuerza de prensión de un 25% y una mejora significativa en todas las escalas de dolor y funcionales, pero a pesar de esto, la esperanza de volver al mismo puesto laboral es del 50% y no ejerce un papel protector para evitar la artrosis¹⁹⁰⁻¹⁹². Con el fin de mejorar los resultados

parcialmente satisfactorios se han desarrollado tenodesis que intentan estabilizar y mimetizar en mayor medida la biomecánica del carpo, como la tenodesis antipronadora en espiral que une reparaciones en el ligamento luno-piramidal y escafo-grande o la técnica descrita por Ross de estabilización escafo-luno-triquetral o la técnica novedosa descrita en 2013 por Bain que combina el uso de la tenodesis con la capsulodesis¹⁹³⁻¹⁹⁵. Otro modelo de tenodesis retratado que pretende crear una unión multiplanar entre escafoides y semilunar es la plastia SLAM (Scapho-Lunate Axis Method) que reproduce la porción dorsal para evitar el desplazamiento dorsal y una segunda unión a nivel del eje central escafo-lunar para controlar la flexión y pronación del escafoides. Esta doble banda no reproduce el fragmento volar pero con el doble pase controla la diastasis y la traslación¹⁹⁶.

Como hemos visto, casi todas las técnicas presentadas se basan en la reparación de la porción dorsal, segmento con mayor grosor y fuerza, basándose únicamente en la diastasis localizada en el plano coronal y en la flexión del escafoides pero siguen sin tener en cuenta el componente volar del ligamento. La porción volar es vital en el control de la rotación secundaria de la articulación, dato por el cual se piensa que existen resultados a largo plazo inconsistentes con deterioro de los parámetros radiográficos¹⁹⁷. De hecho, se ha estudiado que la porción palmar y la dorsal pueden soportar la misma tensión y que es necesario reparar ambas para poder conseguir una correcta estabilidad y buenos resultados a largo plazo, pues con una unión solo en un punto no se puede controlar la apertura volar y la rotación en el plano sagital¹⁹⁸⁻²⁰¹. Henry propone utilizar el hemitendón del

FCR para pasar a través del escafoides hasta su polo dorsal y proximal, cruzar dorsalmente la articulación escafo-semilunar y por un túnel en el semilunar saltar a su zona palmar para rebasar la cara volar del escafoides donde se sutura al remanente de hemitendón de FCR insertado en la base del segundo metacarpiano, creando de este modo una unión hueso-hueso multiplanar¹⁹⁷. Corella, vía artroscópica, publica una técnica similar tunelizando el semilunar pero suturándolo sobre la zona capsulo-ligamentosa volar¹⁹⁹. Con la artroscopía se minimiza el daño a partes blandas y ligamentos dorsales, además el nervio interóseo posterior permanece indemne y por tanto, no alteramos su función como propioceptor del carpo.

En resumen, ante tanta posibilidad advertimos que no existe una técnica perfecta y que ninguna ha conseguido restaurar completamente la biomecánica ni la función de la muñeca, todas ellas presentan ventajas a la par que inconvenientes.

Volviendo a nuestro diseño protésico, pensamos que para la estabilización proximal del implante precisaremos de una unión intercarpal semirrígida con una plastia ligamentosa que evite conexiones verticales entre los arcos de Gilula e intente reproducir la biomecánica carpal²⁰². Además, como hemos visto en recientes revisiones es importante lograr una reconstrucción de 360° o casi 360° del ligamento, pues si solo realizamos una unión ósea a nivel dorsal en dos puntos controlamos el plano coronal pero renunciamos al control del componente rotacional en el plano sagital, por lo que nosotros proponemos hacer una reparación ligamentosa en 3 pasos, reconstruyendo también el componente volar del ligamento²⁰³⁻²⁰⁵.

Como ventaja, con nuestro abordaje dorsal basado en la capsulotomía dorsal transversa propuesta por Berger y Bishop conseguimos un correcto campo de trabajo con suficiente visibilidad para llevar a cabo la técnica²⁸. Con la incisión proximal sobre el margen dorsal del radio se secciona necesariamente siempre el nervio interóseo posterior. En nuestra indicación quirúrgica, pacientes con secuelas de fractura de escafoides no consolidada o fracasos de injertos, nos enfrentaremos a casos previamente operados donde probablemente el NIP esté ya sacrificado. En este punto es interesante remarcar que en el supuesto de encontrarnos con el nervio intacto aconsejamos realizar su ablación dejando el muñón a nivel de la membrana interósea radio-cubital donde el eventual neuroma quede protegido, pues pensamos que representa una fuente de dolor y su ablación no afecta a la propiocepción^{58,70,183,206}. Lógicamente, existe otra corriente que pretende preservar la innervación del carpo, pues publican que la denervación del NIP disminuye los reflejos protectores de ligamento escafolunar^{31,207}. Sin embargo, la protección propioceptiva que aporta el NIP al ligamento escafolunar queda anulada al realizar la plastia, y únicamente conserva una función sensitiva que podría ser el origen de dolor, por lo que aconsejamos su ablación.

Retornando al abordaje dorsal, con el campo quirúrgico obtenido, procederemos a retirar el polo proximal de escafoides aumentando aún más la visibilidad. De este modo, podemos acometer el semilunar para realizar los túneles cuidadosamente y evitamos realizar un doble abordaje, dorsal y volar, respetando los ligamentos extrínsecos volares y minimizando el daño en partes blandas o un posible síndrome del dolor regional complejo

secundario. Una potencial complicación descrita, aunque no observada en todas las publicaciones, es la osteonecrosis ósea tras la tunelización del semilunar y principalmente del escafoides^{181,183,189,199}. En nuestro caso, el único afectado podría ser el hueso semilunar, pero conociendo la anatomía y vascularización se sabe que la entrada del aporte sanguíneo esta localizada en la zona periférica del semilunar a través de los ligamentos. Por tanto, si realizamos los túneles centrados y no efectuamos una desinserción capsular masiva se minimiza la posible osteonecrosis iatrogénica¹⁹⁹. Una alternativa comercializada con la que se evitan los túneles óseos son los anclajes intraóseos con sutura de alta resistencia, pero en caso de emplearlos es preciso su uso a nivel dorsal y volar sin poder controlar la fuerza de agarre de la plastia suturada ni la resistencia. Además, con su uso existe siempre un riesgo de osteonecrosis al perforar el hueso para implantarlo.

Por otro lado, para realizar la estabilización proximal en "X" no recurrimos al uso de una hemibanda del FCR como la mayoría de autores, sino que proponemos la utilización del palmar largo: un músculo inconstante, estrecho y alargado que no contribuye a la cinética ni cinemática del carpo. Incluso puede estar ausente en un 15-20% de los pacientes, precisando entonces de la utilización de otro tendón donante que no altere la normal biología o mecánica del organismo, como es el tendón del músculo *plantaris* o delgado plantar. Son varios los autores que optan por utilizar tendones no implicados en la cinemática carpal, tanto humanos como bovinos^{202,205,208,209}. Como ventajas: son más finos y el diámetro de los túneles óseos puede ser menor, disminuyendo así el riesgo de posibles fracturas iatrogénicas

y/o lesiones vasculares. Además, preservamos la integridad del FCR, importante estabilizador secundario de la muñeca que provoca al retirarlo una pérdida de fuerza de agarre sin afectar prácticamente al movimiento de lanzar dardos²¹⁰. Se ha visto que el FCR utiliza el polo distal del escafoides como polea de reflexión, y con su contracción se produce una extensión del escafoides evitando el colapso, pues genera en la zona una fuerza dorsal del 40 al 70% de su fuerza total³¹. Salvá-Coll no cree que el FCR lleve a la extensión de escafoides sino que siempre provoca flexión a la vez que lo supina, hecho que junto con la pronación del piramidal hace disminuir el espacio escafo-lunar y por tanto la tensión longitudinal del ligamento²¹¹.

Por último, sabemos que la sustitución ligamentosa con un tendón no puede reproducir exactamente la anatomía pues se altera la propiocepción, pero se cree en una posible "ligamentación" similar a la observada en los pacientes intervenidos de reconstrucción de ligamento cruzado anterior²¹². Es crucial aplicar una tensión correcta en la plastia pues la potencia del ligamento escafolunar varía con los movimientos de flexo-extensión entre 11 N y 45 N. Una sutura poco tensa conducirá al fracaso pero a su vez, una excesiva tensión, sobre todo a nivel dorsal, podría llevar a una apertura secundaria del espacio palmar. Una alternativa para aumentar la resistencia y fuerza del injerto es propuesta por Corella quien refuerza la plastia ligamentosa con un SutureTape® de 1.3 mm que discurre junto al injerto²⁰⁰. García-Elías plantea aplicar en la plastia una tensión suficiente para reducir y coaptar el espacio escafo-lunar²⁹. Aun así, son todo supuestos no probados que precisan de estudios clínicos con mayores tamaños muestrales.

5.1.3.2.2. Estabilización distal

Como vimos en la revisión bibliográfica previa, algunos implantes escafoideos contaban con un vástago distal que se anclaba al trapecio o trapezoide mientras que otros modelos contaban con orificios para suturarlo a estos mismos huesos. Sin embargo, todos estos prototipos protésicos estabilizados obligan a realizar una exéresis completa del escafoides, sacrificando fragmentos de hueso indemne y uniones ligamentosas completamente sanas y funcionantes para su implantación^{98,113}. Nuestro implante evita lesionar áreas ilesas. Por ello, sustituye únicamente los 2/3 proximales del escafoides que se encuentran dañados debido a su pobre vascularización, pero preservamos el tercio distal de hueso escafoideo con sus inserciones escafo-trapecio-trapezoideas. Por tanto, tendremos diseñado un implante escafoideo anatómico con una estabilización proximal mediante túneles óseos que permiten reconstruir el componente dorsal y volar del ligamento interóseo escafolunar a través de una plastia de tendón libre pero falta diseñar una estabilización distal al remanente de hueso escafoideo.

El complejo ligamentario escafo-trapecio-trapezoideo une fuertemente la hilera distal con el escafoides formando un complejo articular rígido con un movimiento prácticamente despreciable. De hecho, en recientes estudios *in vivo* se ha visto un movimiento casi nulo entre trapecio y trapezoide que hace que se muevan como una unidad que articula con el escafoides⁴¹. Por otro lado, el mismo complejo ligamentoso se considera un estabilizador secundario volar de la articulación escafo-lunar junto con el ligamento radio-escafo-grande y el radio-lunar largo²⁰. El

ligamento escafo-trapecio-trapezoideo cuenta con un componente radial que refuerza y mantiene la altura radial actuando como un pilar externo. Además, evita cambios tras la sección del ligamento escafolunar al realizar los movimientos de desviación radiocubital, sin poder controlar la flexo-extensión. También se ha visto que actúa como estabilizador carpal en los movimientos extremos del rango articular^{13,214}. A nivel *in vitro* Brunelli demuestra que la sección aislada del ligamento escafolunar no produce una disociación ósea porque el escafoides se mantiene en su fosea gracias a la integridad del complejo ligamentoso escafo-trapecio-trapezoideo, y la única forma de producir una disociación es seccionando el ligamento escafo-trapecio-trapezoideo para permitir la flexión del escafoides y la dislocación fuera de la faceta, por tanto ha confirmado ser un estabilizador clave de la escafo-lunar²⁴.

Aclarada la importancia de mantener la inserción escafoidea distal con sus ligamentos buscamos un sistema de fusión que nos permita una unión estable, directa, estructural, funcional y duradera entre el remanente óseo distal vivo y la superficie de la prótesis sin intervención de tejidos blandos²¹⁵. Nuestro diseño, como vimos, cuenta con una carilla plana perpendicular al eje longitudinal del escafoides donde se observa un orificio central ciego.

Para conseguir una adecuada osteointegración se busca crear una superficie de contacto hueso-prótesis rugosa. Con la aparición de nuevos materiales en la fabricación de implantes se modifica el concepto de osteointegración conocido, siendo redefinido por Zarb a biointegración: un proceso por el cual se consigue

una fijación rígida y asintomática de materiales aloplásticos¹³¹. Estos materiales están compuestos por materia inorgánica inerte y destinados a su implantación dentro del organismo donde se mantienen durante la carga funcional. Por tanto, a nivel microscópico la biointegración consiste en un contacto directo entre el hueso vivo y el implante²¹⁶. Esta definición, además dice que la biointegración radica en la adhesión química del hueso a la superficie de un implante identificable por microscopía electrónica y es independiente de cualquier unión mecánica^{216,217}.

La biointegración se produce en la interfase del hueso con materiales bioactivos como la hidroxiapatita de aluminio microcristalino. La hidroxiapatita genera biointegración y el titanio osteointegración^{131,218}. Los inconvenientes de los materiales bio-cerámicos como la hidroxiapatita vendrán principalmente por la fragilidad, y por este motivo, habitualmente se emplean implantes de titanio para facilitar la osteointegración y recubrimientos de materiales cerámicos para facilitar la biointegración. Existen diversos estudios en los cuales se ha demostrado que el uso de hidroxiapatita no aumenta la formación de hueso alrededor del implantes pero si su adherencia^{130,219}. También se conoce que la hidroxiapatita amplifica tanto la fuerza de unión como la adaptabilidad²²⁰. Por tanto, para lograr la biointegración de nuestro implante al remanente escafoideo realizaremos un recubrimiento con hidroxiapatita a nivel de la carilla articular plana donde vemos el orificio central ciego.

Con el fin de aumentar la fijación en esta zona de contacto prótesis-hueso, y puesto que no va impactada a *press-fit* ni rosca-da, añadimos un segundo estabilizador. Consiste en un tornillo

tronco-cónico, autoperforante y autorroscante que se introduce de manera guiada por el remanente de hueso escafoideo desde la cara volar por técnica mínimamente invasiva. Sin dañar los ligamentos palmares, avanza retrógradamente hasta el orificio central del implante, el cual permite una conexión cónica entre ambos. Nuestro tornillo de compresión esta basado en el tornillo de doble rosca, tipo Herbert, pero tiene forma cónica con un cambio de rosca que conmuta progresivamente a lo largo del eje del tornillo. Su paso de rosca conductor es mayor al del segundo paso de rosca, permitiendo una tracción limitada y una compresión máxima. Además, tiene la ventaja de que su cabeza puede enterrarse totalmente en el hueso sin protruir ni dañar partes blandas volares. No obstante, se ha demostrado que la compresión que ejerce no supera los 0.7 mm debido a que su fuerza de compresión máxima es de 8 N²²¹. Con estas dos estabilizaciones, el tornillo tronco-cónico y el recubrimiento de hidroxiapatita, buscamos crear un bloque único, imitando al movimiento previo del escafoides y disminuyendo los posibles micromovimientos entre el implante-hueso. El recubrimiento de hidroxiapatita no hemos podido testarlo en nuestro ensayo al ser prótesis fabricadas en un material no definitivo.

Siguiendo esta línea de estabilización secundaria ligamentaria recordemos como la inserción escafoidea del ligamento radio-escafo-grande palmar es a nivel del borde lateral de la cintura y del borde proximal del tubérculo, el ligamento escafo-grande palmar va al tubérculo escafoideo, el ligamento escafo-piramidal dorsal se ancha en la cintura escafoidea y el intercarpiano dorsal al tubérculo, al igual que el ligamento escafo-trapecio-trapezoideo (Figura 39). Como distinguimos, salvo el ligamento escafolunar,

todos tienen un anclaje escafoideo a nivel de la cintura o distal a ella. Esta disposición es muy importante, sobre todo con el radio-escafo-grande y el escafo-grande palmar que se interdigitan formando el ligamento arqueado distal volar, el cual actúa como punto de apoyo para que el escafoides pivote durante los movimientos de la muñeca actuando como estabilizadores secundarios entre el escafoides y la hilera distal¹⁴⁵. A nivel dorsal encontramos el ligamento intercarpiano dorsal, un ligamento extracapsular que se fusiona con fibras del ligamento radio-piramidal dorsal formando otra "V" ligamentosa encargada de la estabilidad dorsal^{15,26}. Según esta formación ambos se insertan en la parte más distal del escafoides, zona respetada en la técnica propuesta, aportando una vez más una estabilización secundaria a nuestro sistema estabilizador proximal y distal.

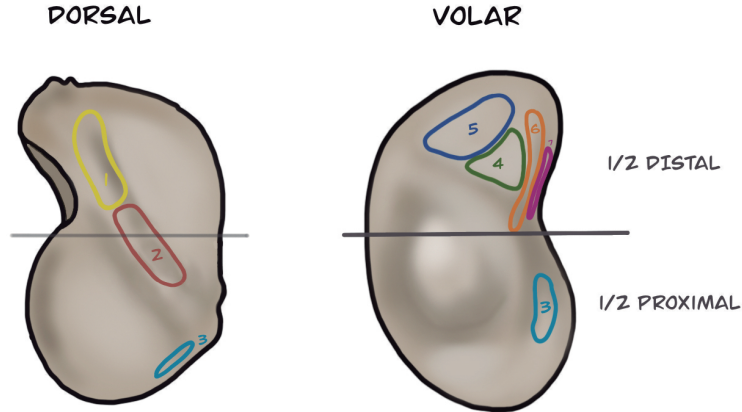


Figura 39. Imagen de las inserciones ligamentosas en la cara dorsal y volar del escafoides distribuidas a lo largo del eje escafoideo

DORSAL: 1. Ligamento intercarpiano dorsal; 2. Ligamento escafo-piramidal; 3. Porción dorsal del ligamento escafolunar

VOLAR: 3. Porción volar del ligamento escafolunar; 4. Ligamento escafo-grande palmar; 5. Ligamento escafo-trapecio-trapezoideo; 6. Ligamento radio-escafo-grande; 7. Ligamento radio-escafoideo o colateral radial

5.1.3.3. Material del implante

El tercer y último problema a vencer en el desarrollo del implante definitivo es la selección del material óptimo para su fabricación. Como vimos en la introducción son muchos los materiales empleados a lo largo de la historia en el diseño de prótesis de pequeñas articulaciones: silicona, vitallium, titanio, cerámica, etc. Incluso en la literatura se habla de la artroplastia de injerto autólogo, como la propuesta por Higgins que utiliza como zona dadora para sustituir el polo proximal del escafoides dañado la tróclea femoral medial o como la propuesta por Yao o Veitch reemplazando el polo proximal por un fragmento costal tallado^{78,89,153}. Todos estos autores diseñan una artroplastia proximal de escafoides con hueso autólogo, muy similar a nuestro implante, pues solo sustituyen la parte de hueso dañada respetando el tercio distal. A nuestro favor con esta idea, es que han publicando resultados excelentes en cuanto a función, fuerza de agarre y disminución del dolor. Bürguer, por ejemplo, con la artroplastia proximal de escafoides a partir de injerto libre osteocondral femoral publica tasas de consolidación al remanente de hueso del 94% con desaparición del dolor en el 75% y sin evolución a la artrosis¹⁵².

En la actualidad, la mayoría de implantes o hemiprótesis de revestimiento no cementadas son fabricadas en titanio o carbón pirolítico. Los implantes de titanio, denominados así en alusión a la fuerza y resistencia de los titanes de la mitología griega, son los más empleados en ortopedia por sus propiedades y presentan variaciones tanto de diseño como en el tratamiento de las superficies. Los implantes pueden emplear titanio puro o una

aleación, como por ejemplo con aluminio y vanadio (Ti-6Al-4V). Estas aleaciones son menos costosas y presentan mayor adhesión celular durante la osteointegración²²². La aleación, gracias al aluminio, aumenta la fuerza del titanio puro 6 veces y además disminuye su peso²²³. Los implantes cerámicos, pueden encontrarse solos, formando íntegramente el implante, o como recubrimientos de implantes metálicos²²⁴. La producción de los implantes de pirocarbono es algo más compleja al estar formados por un sustrato de grafito (aglomerados análogos de finos granos de grafito) mezclado homogéneamente con polvo de tungsteno para dar radiopacidad, ya que el grafito y el carbón pirolítico son completamente radiolucientes. Y posteriormente recubiertos por una fina y cristalina capa de carbón pirolítico que se fabrica gracias al proceso de pirolisis que tiene lugar a 1500°¹²². La fina capa de pirocarbono puede parecer una línea de radiolucencia con un grosor medio de 0.5 mm que nunca debe ser interpretada como un aflojamiento.

Se ha advertido que existe una falta de modelos de simulación adecuados que valoren fuerza y tamaño del implante al estudiar las prótesis en pequeñas articulaciones pues la biointegración depende de la estabilidad primaria del implante y de los movimientos bajo cargas. Daecke observa que la rodilla del conejo es útil para estudiar las prótesis interfalángicas bajo cargas y confronta la estabilidad y osteointegración de implantes de titanio y carbón pirolítico¹²⁵. Se distingue una sólida integración mecánica e histológica con las prótesis de titanio mientras que ningunas de las fabricadas en carbón pirolítico presentan una fijación segura y además, bajo cargas no consiguen una adecuada estabilización. De este modo, en caso de prótesis impactadas

a *press-fit* que deben integrarse en el hueso el titanio resulta superior al carbón pirolítico. Sin embargo, en caso de implantes de interposición la fabricación en carbón pirolítico representa el material ideal por su mecánica y biotolerancia pues es un material químicamente inerte que no libera iones, tiene una baja inmunogenicidad y un bajo coeficiente de fricción con el hueso y con el cartílago que le permite deslizarse sin adherirse a las paredes y por tanto, no aumenta la presión en otros puntos óseos. Además, posee una alta resistencia al desgaste y una densidad y un módulo de elasticidad cercano al hueso cortical (Módulo de Young del hueso=20, APSI=25) lo que le permite ser completamente tolerado minimizando las cargas y el desgaste^{122,126}.

En conclusión, la fabricación futura de nuestro implante anatómico en una cerámica como es el carbón pirolítico representa el material idóneo para contactar con el resto de huesos carpales sin desgastarlos. Como modificación, el implante final contará con un revestimiento de hidroxiapatita en la carilla distal plana que se biointegra con el remanente de hueso escafoideo.

5.1.3.4. Mejoras del implante

Tras realizar la intervención quirúrgica con el prototipo de prueba hemos encontrado algunas dificultades técnicas o problemas en el implante que creemos que deben ser expuestos para así mejorarlos en diseños futuros:

- En primer lugar, los orificios confluentes a nivel del polo proximal del escafoides presentan unas marcadas aristas que pueden deteriorar, incluso llegar a cortar, la plastia tendinosa.

En el diseño de modelos posteriores crearemos bordes más romos.

- Al realizar los orificios en el semilunar, efectuamos un orificio centrado en el polo dorsal de 3.2 mm hasta la zona volar saliendo yuxtaarticular. Pensamos que para reproducir perfectamente la anatomía del ligamento escafolunar el orificio debería salir centrado a nivel volar. Al ser más complicada la recuperación de la plastia tendinosa contemplamos la posibilidad de realizar un segundo abordaje palmar guiado para recuperar la plastia, similar al descrito por Corella, pues de este modo creemos que mejorará la biomecánica²²⁵.

- Tras revisar la literatura, y a pesar de encontrar largas series que recomiendan el uso del carbón pirolítico como material idóneo para pequeñas articulaciones carpales. Nosotros pensamos que a fin de exponer unas correctas conclusiones biomecánicas, y también, para poder evaluar el comportamiento cinemático y la durabilidad tras ciclos de soporte y ciclos de carga es necesario fabricar y testar el implante en el material definitivo.

5.2. FASE EXPERIMENTAL

5.2.1. DATOS DE LA MUESTRA

Calculamos una muestra mínima necesaria de 5 antebrazos en cada grupo para detectar diferencias estadísticamente significativas en el rango articular y fuerza, antes y después de la intervención quirúrgica. Partimos inicialmente de una muestra de 10 antebrazos teniendo en cuenta el ajuste de pérdidas de donde son descartadas 4 piezas. La edad media de los 6 antebrazos estudiados es de 77.5 años (rango: 65-87).

Si observamos otros estudios experimentales con antebrazos de cadáveres reparamos en que la mayoría utilizan tamaños muestrales próximos a los nuestros y con una edad media similar (Tabla 48). Como vemos se recurre a muestras no muy grandes, posiblemente debido a la dificultad para conseguirlos. Y además, de edad avanzada, pues la mayoría de veces los estudios se llevan a cabo gracias a colaboraciones con las universidades donde la edad de los donantes es alta.

Tabla 48. Tamaño muestral y edad media de estudios experimentales similares que emplean antebrazos de cadáveres

Autor	TAMAÑO MUESTRAL	EDAD MEDIA (años)
López-Valenciano ¹⁰	12 piezas	76.73
Short ²¹³	8 piezas	71
Short ²²⁶	8 piezas por grupo x 3 grupos	67
Crisko ⁴⁸	6 piezas	62
Pervaiz ²²⁷	10 piezas	65
Nichols ²²⁸	8 piezas	62.3
Patterson ²²⁹	5 piezas	42
Stoesser ²³⁰	7 piezas	67

5.2.2. METODOLOGÍA DE LA FASE EXPERIMENTAL

El desarrollo de la fase experimental es un proceso de evolución lenta hasta que se consigue crear un adecuado sistema de estudio biomecánico. Son muchos los métodos desarrollados desde 1859 que han ido mejorando las técnicas para cuantificar fuerzas y variaciones angulares multiplanares de un conjunto óseo con traslaciones y rotaciones rodeado de ligamentos y tendones. La situación ideal para nuestra tesis es estudiar la biomecánica carpal en una mano sana, donde no se alteren las condiciones naturales de propiocepción, cicatrización, fuerza, sensibilidad, etc. Sin embargo, antes de poder desarrollar un estudio *in vivo* es preciso probar *in vitro* los resultados preliminares desarrollando un modelo donde imitemos la movilidad al aplicar cargas tendinosas de manera dinámica y podamos recoger los datos de manera controlada. Patterson estudia *in vitro* el movimiento activo y pasivo de un antebrazo observando que no hay diferencias cinemáticas del movimiento de escafoides y del semilunar con la flexo-extensión y con la desviación radio-cubital activa y pasiva²²⁹. Aún así, nosotros pretendemos buscar el modelo más natural posible, y por ello, aplicamos cargas dinámicas activamente en los principales tendones que participan en el agarre de un objeto, en lugar de aplicarlas de manera pasiva¹⁰.

Diseñamos un soporte rígido de madera sobre el que se fija el antebrazo en prono-supinación neutra. Este sistema es similar al publicado por Blankenhorn quien aplica cargas musculares dinámicas igual que nosotros⁹². La principal ventaja de nuestra fase experimental y del proceso de montaje es que existe unanimidad en cuanto a la definición de prono-supinación neutra,

(posición relativa del cubito y radio cuando el codo está a 90° y el pulgar apuntando al hombro), y de la definición de posición neutra de partida (alineación del eje del tercer metacarpo con el eje del radio), que se registra de manera digital gracias a cámaras y marcadores^{134,231}. Por el contrario, hay estudios que reconocen la alineación neutra o 0° de la muñeca de manera visual, pero esto representa gran variabilidad siendo una limitación en la metodología de los mismos²³⁰.

Nuestros marcadores para el registro del movimiento angular se fijan al escafoides, semilunar y tercer metacarpiano. *In vitro* la mayoría de estudios utilizan el tercer metacarpo como referencia ósea, brocando un Steinmann o pin longitudinal en su eje. A la hora de seleccionar el hueso grande o el tercer metacarpo como eje de referencia de neutro para calcular el ángulo radio-grande y medir el movimiento global de la muñeca se ha visto una gran diversidad en cuanto a la forma anatómica del hueso grande y consecuentemente no debe ser utilizado como sistema de referencia²³¹. Sin embargo, el tercer metacarpo presenta al ser un hueso tubular largo pocas variaciones en su forma por lo que se utiliza como eje de referencia. Patterson demuestra que existe una fuerte unión ligamentosa entre el hueso grande y el tercer metacarpiano sin existir apenas movimiento entre ellos^{24,229}. Además, observa que el hueso grande y el tercer metacarpo se mueven juntos durante la F-E y la DR-DC con una diferencia de rotación entre ellos de $0.7^\circ \pm 4.3^\circ$ pero sin diferencia estadísticamente significativa²³². Por tanto, al encontrar un movimiento sinérgico colocamos el marcador en el tercer metacarpiano que utilizaremos como indicador del movimiento de la muñeca. Patterson solo encuentra $1.1^\circ \pm 1.6^\circ$ de diferencia entre el movi-

miento del grande y el tercer metacarpiano concluyendo que la articulación es esencialmente rígida²³³.

5.2.3. ANÁLISIS DESCRIPTIVO Y DIFERENCIA DE RANGO DE MOVIMIENTO DE LOS HUESOS ANALIZADOS

Cuando una muñeca se somete a una carga externa muscular existe un movimiento a nivel carpal. Los huesos de la hilera distal del carpo están articulados de manera compacta, unidos con fuertes ligamentos interóseos que no permiten prácticamente movimiento entre ellos. Por este motivo, la fila distal junto con el segundo y tercer metacarpiano son considerados una estructura monobloque con una movilidad equivalente a la movilidad global de la muñeca^{29,33,234}.

5.2.3.1. Hueso grande

Analizamos en primer lugar el movimiento rotacional medio del hueso grande con los movimientos de la muñeca en los diferentes planos, tanto en una mano sana como en la misma mano tras implantar la prótesis y estabilizarla. Al igual que nosotros, Neu observa que el grande no se mueve en un solo plano con los diferentes movimientos de la muñeca sino que hay un movimiento combinado rotacional multiplanar. Por ejemplo, con la flexión de muñeca un $80\% \pm 21\%$ del movimiento del hueso grande es flexión, un $14\% \pm 12\%$ es pronación y un $5\% \pm 11\%$ es desviación radial²³². En nuestro estudio con la flexo-extensión de muñeca hay un movimiento rotacional medio de 110.36° (rango: $95.38^\circ - 132.64^\circ$) que disminuye tras implantar la

prótesis a 91.64° (rango: 56.4° - 115.43°). Estos valores iniciales de movimiento rotacional con la flexo-extensión son similares a los encontrados en la literatura con una media de $129.4^{\circ} \pm 15^{\circ}$ ²³⁵. Al comparar los valores de movimiento rotacional medio del hueso grande con las desviaciones, vemos que también descienden tras colocar el implante (49.27° PRE a 38.49° POST) y que esta misma tendencia de descenso de movimiento se ve presente en el movimiento de lanzar dardos en sus dos componentes principales (F-E de 95.28° PRE a 76.84° POST; DR-DC de 43.34° PRE a 39.67° POST). Crisco analiza 504 posiciones de muñeca descubriendo, al igual que nosotros, que dentro de cada eje de movimiento hay un movimiento rotacional del hueso grande donde su principal movimiento se corresponde con dicho eje, mientras que en el movimiento combinado de lanzar dardos el eje esta orientado por igual en ambas direcciones⁵¹. Moojen confirma esta misma idea observando un componente rotacional del hueso grande con la desviación radio-cubital donde predomina la traslación con una mínima flexo-extensión y rotación²³¹. Datos similares son publicados también con la desviación radio-cubital donde el 90% del componente del movimiento es desviación, el 8% flexo-extensión y únicamente el 2% es rotación²³².

Respecto al rango articular máximo y mínimo obtenemos un descenso de ambos tras la implantación, datos que cuadran con la pérdida de movilidad obtenida. Destacar que únicamente existe un ascenso de rango postoperatorio en la desviación radial del movimiento del lanzar dardos. Dicho aumento lo encontramos hacia el final del movimiento radial (70% del movimiento global) y probablemente se debe a que es el único valor en el que

no cumple la normalidad de la muestra, pues en el resto de movimientos de la muñeca con la implantación de la prótesis se disminuye el rango articular.

A continuación, comprobamos si este descenso de movilidad rotacional media en todos los ejes tras la operación influye en la movilidad global de la muñeca. La caída media tasada es de 19.36° (IC95% 31.18° - 7.55°) con la flexo-extensión y de 11.78° (IC95% 20.35° - 3.21°) con la desviación cubito-radial. Ambos descensos afectarán a la cinemática de dicho hueso ($p < 0.05$) y por tanto al movimiento global del carpo, ya que como vimos el hueso grande se toma como eje de referencia para medir el ángulo radio-grande²³¹.

Sin embargo, el hueso grande y el carpo a pesar de presentar una menor movilidad media tras la intervención e implantación de la prótesis no se ve afectado con el movimiento combinado de lanzar dardos, (F-E: 18.44° (IC95% 37.97° - 1.08°); DR-DC: 3.66° (IC95% 12.04° - 4.71°)), manteniendo su funcionalidad cinemática igual que una mano sana. Esto puede ser debido a que el movimiento de lanzar dardos ocurre principalmente en la mediocarpiana la cual prácticamente no se afecta con la prótesis. Sin embargo, la flexo-extensión y las desviaciones tienen un mayor componente de movimiento en la radiocarpiana que si se ve más alterada con la implantación protésica.

El movimiento rotacional que se produce en el hueso grande con la flexo-extensión se toma como referencia del movimiento global de la muñeca^{134,229}. En nuestro caso obtenemos rangos próximos a los $110.36^\circ \pm 13.14^\circ$ en la mano sin alteraciones y

desciende a $91.64^{\circ} \pm 21.1^{\circ}$ tras implantar la prótesis, con rangos preoperatorios que oscilan entre 95° y 132.64° de mínima y máxima y post-implante entre 56.48° y 115.43° respectivamente. Si comparamos los resultados con diferentes estudios a largo plazo que colocan otras prótesis escafoideas no estabilizadas vemos que recogen rangos de flexo-extensión de muñeca entre 88° y 101° , los cuales concuerdan con nuestros valores¹²². Con la prótesis APSI en una revisión a 10 años se observa como tras su implantación se mantiene o incluso mejora parcialmente el rango de movilidad al controlar también el dolor, tanto en flexo-extensión ($99^{\circ} \pm 42^{\circ}$ de flexo-extensión PRE y $101^{\circ} \pm 18^{\circ}$ POST), como en desviación radio-cubital ($38^{\circ} \pm 20^{\circ}$ PRE a $49^{\circ} \pm 19^{\circ}$ POST)¹¹⁵. Otros autores no obtienen resultados tan positivos con la APSI al advertir un descenso de aproximadamente el 50% en todos los planos del movimiento¹¹⁶. Con el implante de titanio propuesto por Swanson se anota una mejoría del movimiento en los 6 primeros meses post-intervención, donde el 75% de los pacientes tienen movilidad completa o como mínimo de 110° de flexo-extensión⁹⁸.

Si analizamos los huesos de la fila proximal descubrimos que estos muestran una movilidad mucho más compleja, juntos en la fila pero con movilidades distintas. Sus ligamentos interóseos no son tan rígidos ni cortos y aunque los huesos se mueven sinérgicamente con direcciones similares lo hacen en diferentes magnitudes: con la carga en el plano sagital se ha demostrado que el escafoides presenta mayor rotación que el semilunar y este a su vez, más que el piramidal²³⁴. Existe, no obstante, una interdependencia entre los huesos de la hilera proximal para asegurar el centraje correcto de la cabeza del hueso grande, y

es aquí donde ocurren las rotaciones que aseguran la estabilidad del carpo, en la zona central de la articulación mediocarpiana formada por el hueso grande, escafoides y semilunar.

5.2.3.2. Hueso escafoides

En el análisis del movimiento rotacional del escafoides remarkamos que siempre que hay un movimiento puro en un eje de la muñeca, el escafoides asocia movimientos en los otros dos componentes del espacio, pero su movimiento principal tiene lugar siempre en el eje de flexo-extensión^{51,231}. Es decir, con una flexo-extensión pura de muñeca en el escafoides se registra un movimiento del flexo-extensión principal junto con uno menor de traslación y rotación. Estos resultados son expuestos por Moojen y por Crisco tras analizar *in vivo* mediante TC 3D manos de voluntarios sanos en diferentes rangos de movimiento^{51,231}. Nosotros obtenemos un movimiento rotacional medio del escafoides preoperatoriamente con la flexo-extensión de $88.86^\circ \pm 9.23^\circ$. Dentro de este movimiento rotacional su principal componente es la flexo-extensión, con una desviación radial mínima con la extensión y cubital con la flexión. Se observa que tras colocar la prótesis, al igual que el hueso grande, hay un menor movimiento rotacional medio con la flexo-extensión ($88.86^\circ \pm 9.23^\circ$ PRE a $72.92^\circ \pm 16.48^\circ$ POST) y con el movimiento combinado de lanzar dardos (F-E: $56.54^\circ \pm 16.31^\circ$ PRE vs. $51.05^\circ \pm 15.2^\circ$ POST; DR-DC: $27.39^\circ \pm 6.08^\circ$ PRE vs. $21.13^\circ \pm 3.89^\circ$ POST). Como hemos visto, el principal componente de movimiento del escafoides es la flexo-extensión, por tanto en el DTM influye en un menor movimiento. Sin embargo, con el implante aumenta el movimiento rotacional medio del escafoides en el

plano de desviación cubito-radial ($16.74^{\circ} \pm 3.5^{\circ}$ PRE a $20.33^{\circ} \pm 2.53^{\circ}$ POST), probablemente debido a que al estabilizar con la plastia ligamentosa si se controle la flexo-extensión pero no la traslación en el plano coronal, un componente del movimiento que seguramente se exprese en mayor grado del pensado en la literatura. Estos datos se contraponen a los resultados obtenidos por Crisco, quien formula que el componente rotacional principal del escafoides con las desviaciones es también la flexo-extensión y en un segundo plano la traslación y prono-supinación⁵¹.

Respecto a los rangos articulares obtenidos vemos como con la implantación protésica no se afectan los valores máximos de flexo-extensión pero sí que disminuye el rango mínimo alcanzo. Seguramente debido a un doble factor como es la tensión de la prótesis y la tensión capsular dada al cerrar la cirugía. Los rangos de desviación a penas se ven afectados en sus valores máximos y aumenta el rango mínimo alcanzado aumentando así la movilidad del implante.

Al analizar la diferencia entre sesiones encontramos que tras implantar la prótesis y aplicar cargas musculares hay alteraciones en la biomecánica del escafoides con la flexo-extensión y con la desviación radial y cubital pero estas variaciones ocurren de manera opuesta. Con la prótesis implantada advertiremos una reducción media del movimiento escafoideo de 15.46° con la flexo-extensión (IC95% 27.03-3.09) pero un aumento con la desviación radial y cubital con una ganancia media de 4.03° (IC95% 0.07-7.98). Respecto al DTM siempre hay un menor movimiento escafoideo tras colocar la prótesis: descenso medio de

5.48° en la flexo-extensión (IC95% 21.40-10.45) y de 6.25° en la desviación radio-cubital (IC95% 9.69-2.82) del mismo movimiento combinado de lanzar dardos. Dentro de sus dos componentes solo el de desviación radio-cubital muestra alteraciones estadísticamente significativas respecto a la mano sana, pero al tratarse de un movimiento combinado debemos considerar que se ve afectado la totalidad del movimiento y por tanto, sí existe una alteración de la cinemática carpal con la prótesis en el plano del DTM.

En resumen, tras la colocación de la prótesis sí que se encuentra afectado el movimiento rotacional del escafoides con los movimientos de F-E, DR-DC y el DTM pues se alteran algunos de sus componentes. Sin embargo, el aumento del movimiento escafoideo con la desviación radio-cubital está muy próximo de la significación estadística ($P=0.0465$), por lo que podemos pensar que la colocación del implante tiende a reproducir adecuadamente el movimiento del escafoides con la desviación radio-cubital aunque es preciso ampliar el estudio para establecer conclusiones. Con estos resultados, nos planteamos que a diferencia de los propuesto por Crisco el movimiento de traslación dentro del eje de desviación puede ser más importante de lo que ellos intuyen comparado con la flexo-extensión, pues con el implante escafoideo estabilizado prácticamente no alteramos el movimiento de DR y DC con un componente mixto pero si el movimiento de F-E donde su principal movimiento es la flexo-extensión. Para Crisco con la flexión se asocia una leve pronación y con la extensión un supinación con una media de $1.9^\circ \pm 2.8^\circ$ y una desviación radio-cubital de $1.7^\circ \pm 3.1^{051}$.

5.2.3.3. Hueso semilunar

En el hueso semilunar observamos como al aplicar las cargas en los tendones existe un mayor movimiento medio del mismo tras la colocación de la prótesis estabilizada en los tres planos del movimiento analizados. Al igual que en el escafoides su principal componente de movimiento en todos los ejes de la muñeca es la flexo-extensión con cierto grado de supinación y traslación ulnar con la extensión del semilunar y pronación con desviación radial con la flexión del mismo⁵¹. Se obtiene con la F-E un movimiento rotacional medio de $48.57^\circ \pm 11^\circ$ preoperatorio que asciende a $58.83^\circ \pm 21.16^\circ$ tras colocar el implante. Con la desviación radio-cubital pre-intervención hay un movimiento medio de $16.46^\circ \pm 5.56^\circ$ que tras la intervención aumenta a $22.53^\circ \pm 13.7^\circ$. Por último, en el movimiento de lanzar dardos, con la flexo-extensión existe un movimiento rotacional medio de $39.28^\circ \pm 11^\circ$ que pasa a $52.33^\circ \pm 16.15^\circ$ y con la desviación radial y cubital cambia de $22.44^\circ \pm 3.9^\circ$ PRE a $24.63^\circ \pm 12.3^\circ$ POST.

Si comparamos el movimiento rotacional medio del escafoides con la flexo-extensión de muñeca de las manos analizadas respecto al mismo movimiento rotacional del semilunar reparamos que en nuestra serie existe aproximadamente el doble de movilidad del escafoides pre-operatorio ($88.86^\circ \pm 9.23^\circ$) respecto al semilunar pre-operatorio ($48.57^\circ \pm 11^\circ$). La literatura publica datos constantes muy similares a los nuestros donde la flexión del escafoides es siempre mayor que la del semilunar aunque en diferente grado. Gardner observa en su trabajo que en una muñeca sana durante la flexión el 73% corresponde al escafoides mientras que el semilunar contribuye solo al 46%. Con la

extensión el escafoides participa un 99% y el semilunar el 68%⁴¹. Estos resultados son parejos a los nuestros y ponen de manifiesto la existencia de una diferencia de movimiento intercarpal con el movimiento normal de la muñeca. Además, se ha visto que cualitativamente hablando el semilunar sigue al escafoides en su movimiento si existe integridad ligamentosa y por lo tanto, se mueve casi en el mismo plano de flexo-extensión pero en todas las posiciones el movimiento del semilunar es menos respecto al escafoides^{41,42,171,236,237}.

En esta misma línea encontramos a Rainbow, quien observa que cuando la mano se mueve desde neutro a 60° de flexión el escafoides se flexiona el 70% de la cantidad de la flexión del hueso grande mientras que el semilunar un 45%. Esto se interpreta como que más de la mitad de la flexión ocurre en la mediocarpiana y un porcentaje menor en la radiocarpiana. Con 60° de extensión el escafoides se extiende sincrónicamente con el hueso grande mientras que el semilunar se extiende el 65% de la extensión radio-grande, por tanto durante la extensión la mayoría del movimiento ocurre en la radiocarpiana^{43,236,238}. Con la desviación radio-cubital el escafoides y el semilunar se mueven sincrónicamente pero en diferentes grados. Se ha demostrado que hay variaciones individuales en la rotación escafoidea en el plano sagital (F-E) y de traslación en el coronal (DR y DC). Dicha variación está influida por la laxitud ligamentosa aunque también interviene el tipo de semilunar^{54,239}. Moojen está en concordancia con los resultados, pues con la extensión principalmente el movimiento tiene lugar en la radiocarpiana (66% de extensión del semilunar) pero con la flexión una parte mayor tiene lugar en la mediocarpiana y el resto en la radiocarpiana^{49,231}. Además, confirma un movimiento fuera de plano con la

desviación radiocubital donde hay un componente de flexión y extensión adicional concluyendo igual que nosotros que el movimiento carpal nunca se puede entender como un movimiento simple en 2 planos. Stoesser tras analizar *in vitro* 7 antebrazos continúa confirmando el movimiento correlacionado y sinérgico del escafoides y semilunar pero con una contribución diferente a lo visto anteriormente. Con la flexión de muñeca el escafoides lo hace en un $95\% \pm 20\%$ mientras que el $70\% \pm 12\%$ corresponde al semilunar. Con la extensión de muñeca si que tiene resultados similares a la literatura con el escafoides, donde este se extiende un $83\% \pm 19\%$ de la extensión de muñeca y el semilunar un $37\% \pm 18\%$ ²³⁰. Como vemos, el escafoides siempre tiene un mayor movimiento, sobre todo con la flexo-extensión (eje principal de movimiento) aunque hay variaciones donde puede haber un mayor componente rotacional, de ahí un motivo de las diferencias obtenidas en los diferentes estudios^{231,239,240}.

Destacar que Crisco encuentra un incremento lineal del movimiento rotacional del semilunar y del escafoides según aumenta la magnitud de movimiento de la muñeca⁵¹. En nuestro caso el escafoides sigue esta misma tendencia lineal al implantar la prótesis, pero en descenso, pues decae el movimiento global de la muñeca de $110.36^\circ \pm 13.14^\circ$ a $91.64^\circ \pm 21.1^\circ$ y el del escafoides desciende con el implante de $88.86^\circ \pm 9.23^\circ$ a $72.92^\circ \pm 16.48^\circ$. Esta predisposición lineal no la encontramos en el semilunar que aumenta su movilidad mientras desciende la movilidad global de la muñeca.

Respecto al movimiento de lanzar dardos en una mano sana este tiene lugar principalmente en la mediocarpiana mientras

que la hilera proximal presenta un movimiento variable de rotación en el plano sagital según se estudie *in vitro* o funcionalmente *in vivo*²⁴¹. Se ha visto que el escafoides rota del 26% al 50% del global de la muñeca mientras que el semilunar varía del 22% al 40% del total de la muñeca²⁴². Estas variaciones sugieren que existe un amplio rango de planos, por ejemplo en nuestro estudio el escafoides rota con valores elevados y mayores al semilunar pero para Leventhal con el movimiento de de martilleo el escafoides rota un 40% y el semilunar un 60% del semilunar²⁴³.

Por último, analizamos la diferencia de movimiento medio en el hueso semilunar entre sesiones donde existe un aumento del movimiento medio rotacional del mismo tras la implantación protésica (F-E: 11.67° (IC95% 3.28°-26.62°); DR-DC: 5.9° (IC95% 6.86°-18.66°) y DTM F-E: 13.06° (IC95% 3.35°-29.46°); DTM DR-DC: 2.19° (IC95% 5.91°-10.29°)). Este mayor movimiento rotacional del semilunar en todos los planos tras colocar la prótesis nos hacía pensar que nuestra estabilización escafolunar podía ser insuficiente pero los resultados del test muestran que no es estadísticamente significativa y que por tanto, la colocación de la prótesis parcial de escafoides estabilizada no altera la cinemática del hueso semilunar en ningún plano del movimiento de la muñeca. Estos datos guardan relación con los resultados positivos obtenidos en el movimiento rotacional del escafoides con la DR y DC tras implantar la prótesis y que nos hacen reforzar la idea de que obtenemos una estabilización útil y suficiente escafo-lunar con nuestra plastia 360°.

Podemos concluir entonces que, al implantar la prótesis estabili-

zada proximal y distalmente, se afecta la biomecánica del hueso grande con la desviación radio-cubital y con la flexo-extensión; la del escafoides con la flexo-extensión y con el movimiento de lanzar dardos; y no se altera la del hueso semilunar. Si analizamos en común todos estos datos, vemos que donde se ha modificado la cinemática carpal es en los casos en los que se ha perdido movilidad rotacional ósea tras implantar la prótesis, mientras que, en aquellos casos que había mayor movimiento, el carpo se ha comportado correctamente al aplicar cargas. Esto nos hace pensar que existe la posibilidad de que se realice una fijación demasiado rígida, y sería importante estudiar el comportamiento a largo plazo con ciclos de carga y de movimiento para ver si este exceso de estabilización disminuye paulatinamente o por el contrario, es constante.

5.2.4. DIFERENCIAS ENTRE EL MOVIMIENTO DEL ESCAFOIDES Y DEL SEMILUNAR

5.2.4.1. Análisis descriptivo del rango de movimiento

Hemos documentado la diferencia de movimiento que se produce entre el hueso escafoides y semilunar durante los diferentes movimientos de la muñeca al aplicar cargas en los grupos musculares flexores y extensores principales. En primer lugar, se analizan los valores descriptivos que existen previamente a la intervención, es decir en la muñeca sana, encontrando un mayor movimiento del escafoides respecto al semilunar en todos los planos del movimiento. Esta misma tendencia se percibe también tras la intervención (Tabla 49).

Tabla 49. Media y desviación típica para los movimientos analizados en la sesión PRE y POST. Resultados obtenidos para el movimiento relativo entre el hueso escafoides y el hueso semilunar

Diferencia escafoides – semilunar		Condición	N	Media	DT	Min	Max
Flexo Extensión (PRE)		RZ	12	41.65	13.61	23.51	59.89
Flexo Extensión (POST)		RZ	11	26.14	16.42	2.12	52.01
DR-DC (PRE)		RX	10	10.26	1.47	4.66	3.87
DR-DC (POST)		RX	9	13.83	3.41	10.22	2.47
DMT (PRE)	F-E	RZ	11	15.22	16.86	1.77	49.54
	DR-DC	RX	12	6.30	3.21	2.95	14.20
DMT (POST)	F-E	RZ	12	18.62	14.6	5.65	49.54
	DR-DC	RX	12	14.31	8.68	4.76	35.9

Nuestros resultados muestran un mayor movimiento intercarpal medio con la flexo-extensión en su eje principal con 41.65° respecto al movimiento medio que hay con la desviación en el plano radio-cubital donde en su eje principal presenta un movimiento medio de 10.26° . Resultados similares publica Moojen al analizar *in vivo* con TC 11 manos de voluntarios sanos estudiando la cinemática carpal con los movimientos de F-E y DR-DC pues observa que existe un sustancial movimiento intercarpal escafoides-semilunar en una mano sana con la F-E pero este movimiento es mínimo durante la desviación cubito-radial donde con 20° de movimiento solo obtiene 1° de diferencia en el plano rotacional²³¹. Este dato, respaldado con nuestros resultados obtenidos en la muñeca sana, nos hace pensar que existe un movimiento en bloque de la hilera proximal durante la desviación radio-cubital pero que con la flexo-extensión el escafoides funciona independientemente. Wolfe obtiene resultados análogos y piensa que la diferencia substancial guarda relación con las diferentes propiedades ligamentosas y con la diferente

aplicación de fuerzas *in vivo* e *in vitro*²³⁸. Por tanto, existe desigual movimiento intercarpal en el movimiento normal de la muñeca con aportaciones diferentes de rango con la flexo-extensión⁴¹. Gardner repara que si existe integridad ligamentosa el semilunar sigue al escafoides en su movimiento y por lo tanto, se mueve casi en el mismo plano de flexo-extensión, pero en todas las posiciones el movimiento del semilunar es menor respecto al escafoides, datos que cuadran con nuestros resultados, tanto en la mano sana preoperatoria como en la mano intervenida con el implante^{41,42,171,236,237}. Únicamente vemos un leve aumento de movimiento postoperatorio con la desviaciones.

Tras la intervención e implantación protésica se registran los mismos valores descriptivos de media y desviación típica entre el movimiento del escafoides y el hueso semilunar. Como anteriormente comentamos sigue existiendo un mayor movimiento del escafoides frente al semilunar tras recrear la plastia ligamentosa: 26.14° en el eje principal del flexo-extensión, 13.83° en el eje principal del desviación radio-cubital, 18.62° para la flexo-extensión del movimiento de lanzar dardos y 14.31° para el de desviación radio-cubital de este mismo movimiento. Al comparar las diferencias PRE y POST existentes tras la intervención e implantación protésica obtenemos una pérdida de movimiento entre ambos huesos en todos los componentes de la flexo-extensión. Destacar que la caída de movimiento media entre las sesiones es de un 50% aproximadamente en el eje de movimiento sagital con la flexo-extensión al pasar de 41.65° a 26.14° lo que nos hace pensar que nuestra plastia queda correctamente posicionada controlando la flexo-extensión. Con la desviación radio-cubital advertimos mayor movimiento relativo

entre ambos huesos en su eje principal mientras que desciende con la flexo-extensión y con la prono-supinación. Short observa que tras una sección del ligamento escafolunar existen cambios entre ambos huesos inferiores a 1° pues con la desviación radio-cubital escafoides y semilunar se siguen moviendo sincrónicamente pero en diferentes grados²⁰³. Respecto al movimiento combinado de lanzar dardos también se distingue un mayor movimiento interóseo tras la intervención en todos los componentes del espacio. Recalcar que el ascenso a nivel de la flexo-extensión es mínimo (15.22° PRE a 18.62° POST) pero en el componente de desviación aumenta más del doble, pasando de 6.3° PRE a 14.3° POST. Estos resultados nos hacen deliberar en una falta de tensión en la plastia para controlar los movimientos coronales y rotacionales. Aun así, es necesario evaluar si las diferencias son estadísticamente relevantes, y en caso de ser positivas es necesario realizar estudios de ciclos para extraer conclusiones a largo plazo pues existen variaciones individuales en la rotación escafoidea en el plano sagital (F-E) y de traslación en el coronal (DR y DC). Hay autores que postulan que esta variación está influida por la laxitud ligamentosa^{54,239}.

5.2.4.2. Diferencias en el movimiento relativo hueso escafoides-semilunar entre sesiones

A continuación, se analizan si las diferencias observadas en el movimiento relativo entre escafoides y semilunar antes de implantar la prótesis y con el implante estabilizado proximal y distalmente son estadísticamente significativas y si alteran la biomecánica carpal o si por el contrario son cambios que no afectan a la funcionalidad.

Con el movimiento de flexo-extensión de la muñeca reparamos como al aplicar cargas musculares con el implante colocado existe una reducción del movimiento relativo entre ambos huesos para todos los componentes del movimiento. Es decir, tanto en el componente sagital, en el coronal como en el componente longitudinal existe un menor movimiento con la plastia de tenodesis junto con la estabilización distal. Sin embargo, este resultado de diferencias entre sesiones solo es estadísticamente significativo en su componente principal de movimiento durante flexo-extensión, el cual es también de flexo - extensión, sin afectarse el resto de componentes del movimiento que son la desviación y rotación. Por tanto, podemos concluir que tras implantar nuestra prótesis estabilizada y realizar movimientos de flexo-extensión de muñeca se observa un menor movimiento intercarpal de flexo-extensión entre escafoides y semilunar que sí afecta a la biomecánica de la mano. Esta variación guarda una relación directa con la caída de movimiento relativo tasada, pues la caída media con la flexo-extensión en el componente sagital es de 16.53° mientras que en los otros dos ejes es mínima, de 3.17° en el componente de desviación y de 4.29° en el de rotación. Al revisar la literatura reparamos que la diferencia media observada de movimiento intercarpal con la flexo-extensión en su componente principal es muy similar a los datos publicados. Por ejemplo, Goto gracias a la RM con reconstrucción 3D reporta un ratio de movimiento entre el escafoides y el semilunar de 1.43 con la F-E, con un ratio de movimiento del semilunar constante que guarda una relación lineal con el escafoides²⁴⁴. Por tanto, con la flexión completa de la muñeca el 27% de la flexión ocurrida en el arco proximal sucede entre el escafoides y el semilunar con una cantidad de 16° . Con la extensión máxima

es similar pues el 27% de la extensión del arco primer arco ocurre en la escafo-lunar, es decir, 19° ocurren en dicha articulación escafo-lunar²³⁸. Datos similares publica Stoesser para la flexión de muñeca con un movimiento intercarpal entre el escafoides y el semilunar del 25% \pm 17% de la flexión global de la muñeca²³⁰. Por ejemplo, para una flexión de 60° de muñeca encuentra un movimiento intercarpal escafo-semilunar de 15° \pm 14°. Sin embargo, con la extensión de muñeca obtiene mayor movilidad intercarpal con un 46% \pm 15%, es decir con la extensión de 60° de muñeca hay un movimiento de 28° \pm 16°²³⁰. En resumen: para Wolfe con la flexo-extensión completa de muñeca hay un movimiento interóseo de 35°, para Stoesser de 43° mientras que para nosotros es de 41.6° pre-implante pero desciende a 26.1° post-implante²³⁸⁻²³⁹.

Respecto a la diferencia de movimiento relativo interóseo que descubrimos con la desviación radio-cubital tras la intervención se registra un menor movimiento relativo entre huesos en el componente de flexo-extensión y de rotación, pero en el componente principal de desviación existe un mayor movimiento interóseo tras la reconstrucción ligamentosa con una plastia. Al analizar la diferencia entre sesiones ninguno de los resultados obtenidos muestran diferencias estadísticamente significativas, de modo que la implantación de la prótesis estabilizada no altera el movimiento interóseo escafo-lunar con los movimiento de desviación radial y cubital. A falta de estudios, pensamos que estos resultados pueden ser debidos a que en una mano sin patología no hallamos casi movimientos intercarpales con la DR y DC y que tras la sección del ligamento el movimiento varia con la DR y DC solo 1° pues se siguen moviendo sincrónicamente

aunque en diferentes grados²⁰³. La idea inicial discutida de una falta de tensión en la plastia al analizar la desviación y encontrar un mayor movimiento en la sesión 2 queda rechazada al ver que se reproduce correctamente la cinemática carpal, al igual que se rechaza la idea de una alteración en la cinemática del hueso semilunar con el implante.

Por último, analizamos la diferencia de movimiento relativo pero con el movimiento de lanzar dardos. Se repara que con la intervención hay un menor movimiento relativo entre ambos huesos en el componente de flexo-extensión, al igual que ocurre en el movimiento de flexo-extensión puro, pero aquí la diferencia media es solo de 1.06° menor con el implante. Además, no encontramos diferencias estadísticamente significativas en este componente del movimiento, por lo que el implante no afecta al movimiento intercarpal de flexo-extensión dentro del movimiento de lanzar dardos. Al analizar la rotación y la desviación radio-cubital dentro del movimiento de lanzar dardos encontramos tras la operación con la plastia tendinosa un mayor movimiento relativo entre ambos huesos. Sin embargo, solo se obtienen diferencias estadísticamente significativas en el componente de desviación radio-cubital del DTM. Por tanto, la prótesis dentro del movimiento de lanzar dardos no altera el movimiento intercarpal de flexo-extensión ni de rotación, pero si afecta la desviación radial y cubital aumentándolo. Son pocas las referencias que hablan sobre los diferentes componentes del movimiento de lanzar dardos, aun así se ha estudiado el movimiento global interóseo concluyendo que en una mano sana no hay movimiento escafo-lunar de rotación durante el DTM pues el movimiento escafo-lunar decrece y se unifica, al simbolizar

el plano de lanzar dardos el eje más fisiológico de movimiento⁴¹. Sin embargo, si existe una alteración del ligamento escafolunar con la desviación radial aumenta la rotación del escafoides mientras el semilunar permanece inmóvil²⁴¹. Nosotros al recrear la plastia también hemos encontrado una aumento relativo del movimiento interóseo con la desviación radial en el DTM el cual es estadísticamente significativo, por lo que pensamos que aunque estable nunca reproduce la biomecánica de un escafolunar sano.

A modo de resumen, en la siguiente tabla se recogen las diferencias de movimiento relativo entre el escafoides y el semilunar en la sesión 2 POST – la sesión 1 PRE (Tabla 50). Como hemos explicado, hay un mayor movimiento de flexo-extensión interóseo que afecta al resto del carpo. Sin embargo, con el implante no hay diferencias entre las sesiones con las desviaciones. En el movimiento de lanzador de dardos únicamente se afecta uno de sus dos componentes principales.

Tabla 50. Diferencia en el movimiento relativo hueso escafoides-hueso semilunar entre la sesión 1 (PRE) y 2 (POST). Se muestra el movimiento dominante dentro de cada eje

Diferencia escafoides – semilunar (POST-PRE)		N	μd	DTd	μd (95% CI)	p*
F-E	RZ	11	-16.53	14.13	(-26.02; -7.04)	0.003
DR-DC	RX	9	3.31	13.3	(-6.91; 13.53)	0.476
DTM	F-E: RZ	12	-1.06	15.09	(-10.65; 8.53)	0.812
	DR-DC: RX	12	8.00	9.37	(2.05; 13.96)	0.013

5.2.5. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN FUERZA DESPLAZAMIENTO

El movimiento carpal se genera gracias a la contracción de los músculos que cruzan la muñeca. El potencial individual de cada músculo depende de su arquitectura primaria y de la distancia al centro de rotación. Ante una lesión escafoidea se altera el centro de rotación del carpo modificando la excursión de los tendones circundantes²⁴⁵. En la mayoría de estudios cinéticos las cargas se aplican en la muñeca por pesos, por resortes calibrados, mediante sistemas hidráulicos o directamente aplicando fuerzas sobre los metacarpianos. Gracias a los diferentes estudios dinámicos se ha podido testar la fuerza de los tendones en una muñeca normal al aplicar cargas tendinosas en los 6 tendones principales del agarre de la mano: FCR, FCU, APL, ECR (ECRB + ECRL) y ECU.

5.2.5.1. Movimiento de flexo-extensión

Durante el movimiento de flexo-extensión se han testado todos los tendones implicados, es decir los dos que ejercen una fuerza extensora (ECR y ECU) y los dos que contrarrestan esa fuerza para llevar la mano a la flexión (FCR y FCU).

Tras el análisis comparativo de flexión entre una mano sana y una donde implantamos la prótesis estabilizada se ha demostrado que no hay diferencias estadísticamente significativas a lo largo de los ciclos de flexión. Observando un movimiento periódico donde disminuye la fuerza extensora según se incrementa progresivamente la flexora.

Destacamos de nuestro estudio comparativo en el movimiento flexor una menor fuerza tras colocar el implante en los extensores y en el FCR. Mientras que el FCU es el único músculo en el que se precisa de una fuerza media mayor tras la colocación de la prótesis. El descenso de la fuerza de los extensores puede ir ligado al descenso de la fuerza del FCR, pues se ha demostrado que en aquellos pacientes donde se altera parcialmente el FCR disminuye la fuerza del FCR pero también decae la fuerza que realiza el ECR y ECU durante la F-E y DR-DC. Mientras que por el contrario, se incrementa la fuerza del APL y del FCU²⁴⁶. Es decir, al igual que en nuestros resultados, hay menores fuerzas antagonistas (ECR y ECU) pero aumentan las sinérgicas (FCU). Como vimos, en nuestra propuesta para la reconstrucción del ligamento escafolunar no tomamos como donante el FCR pues es un estabilizador secundario y su exéresis disminuiría aún más la fuerza del mismo incrementando el trabajo en el FCU.

Tang realiza un trabajo biomecánico donde estudia alteraciones de la fuerza muscular tras perder la integridad del escafoides con una fractura, observando un incremento de fuerza en el FCR, pues al fracturarse el escafoides el polo distal se flexiona y como su tubérculo actúa como polea de reflexión se incrementa el moment arm y la fuerza del FCR para lograr el mismo movimiento²⁴⁵. Por ello, el hecho de que con nuestros resultados no se incremente la fuerza del FCR, quiere decir que hemos logrado corregir con el implante la flexión generada en el polo distal del escafoides.

En el análisis del movimiento extensor advertimos una menor fuerza media realizada en el ECR y en el ECU para alcanzar los 13º

de extensión con la implantación protésica. Encontrando diferencias estadísticamente significativas entre ambas sesiones a nivel de la fuerza muscular media realizada al inicio del movimiento extensor en el grupo extensor pero no en los grados finales de extensión.

Se ha estudiado que tras una fractura de escafoides se produce una disminución de un 25% de la fuerza ECR pues se altera el centro de rotación de la muñeca a palmar²⁴⁵. En nuestro caso, en el análisis del movimiento extensor puntualizamos tras colocar el implante estabilizado una disminución de la fuerza del ECR que probablemente guarde relación con una alteración del centro de rotación aunque se corrija la anatomía. Sin embargo, a pesar de encontrar con la implantación protésica una disminución de la fuerza del ECR con la extensión no se genera una alteración significativa entre sesiones.

El movimiento antagonista generado a lo largo de nuestro estudio varía, encontrando únicamente una diferencia estadísticamente significativa señalada en la fuerza antagonista del FCR tras colocar el implante y someterlo a extensión. La fuerza contraria en nuestros resultados es mínima, y dependerá de la dirección del movimiento, pero también de la fuerza, de la velocidad o del efecto de la histéresis²⁴⁷. Por ello, aunque intentamos reproducir *in vitro* un movimiento similar al vivo generando una fuerza de tracción en la dirección natural de los músculos no es equivalente.

A pesar de la gran variabilidad entre estudios y de los métodos de aplicar cargas se ha visto una constante donde las fuerzas

requeridas de los extensores son mayores que la de los flexores debido probablemente a que el moment arm de los extensores es más pequeño que de los flexores^{248,249}. En nuestro caso el ratio extensor:flexor en los movimientos máximos alcanzados preoperatorios es algo mayor de 2, mientras que postoperatoriamente es 1.15.

5.2.5.2. Movimiento de desviación cubito radial

Durante el movimiento de desviación se han testado todos los tendones implicados en la desviación cubital (ECU y FCU) y los que contrarrestan esa fuerza para llevar la mano a radial (FCR y ECR).

No hemos encontrado diferencias significativas en las fuerzas musculares medias tras colocar la prótesis estabilizada y someter a la mano a desviaciones cubitales y radiales. Sin embargo, si que existen variaciones numéricas. Por ejemplo, tras la intervención encontramos que con la desviación cubital el ECU y el FCU realizan una mayor fuerza que en una mano sana, mientras que con la desviación radial aumenta la fuerza en el ECR pero no con el FCR que obtiene valores de fuerza media similares a los preoperatorios.

Tras una fractura de escafoides no consolidada se va visto que durante las desviaciones se disminuye la excursión y el moment arm en el FCU sin encontrar diferencias significativas en el resto de tendones. Aunque no significativo, se ve un incremento radial que se incrementa aun más con las fuerzas en el lado radial acelerando el colapso²⁴⁵. En nuestro caso, al revés que ante una

fractura, tras colocar el implante no se ven diferencias en el FCU que incrementa su fuerza, aunque por el contrario sí que aumenta la fuerza en el ECR.

Werner diseña un sistema sero-hidráulico que le permite aplicar todos los rangos posibles de movimiento y calcular la fuerza expresada en cada tendón en % del total³⁷. No encuentra diferencias en los primeros grados de movimiento pero al avanzar observa que la fuerza del FCR es mayor durante la flexión que durante la desviación radial³⁷. En nuestros resultados vemos como ocurre a la inversa este mismo resultado, observando con la flexión fuerzas preoperatorias del FCR de $3.1 \text{ N} \pm 3.3 \text{ N}$ y postoperatoriamente de $2.5 \text{ N} \pm 5.6 \text{ N}$, mientras que en la desviación radial se recogen datos prequirúrgicos de $4.2 \text{ N} \pm 4.4 \text{ N}$ y postoperatoriamente de $3.7 \text{ N} \pm 3.8 \text{ N}$. Pensamos que la causa puede guardar relación con el sistema de montaje en vertical y la fuerza de gravedad, donde para alcanzar la flexión es preciso aplicar menos fuerza que para la desviación radial. Resultados y explicación similar ocurre con el FCU, donde Werner nuevamente observa que se aplica mayor fuerza en la flexión que en la desviación cubital mientras que nosotros obtenemos mayor fuerza con la desviación ulnar. De hecho, la influencia de la posición del antebrazo en las fuerzas tendinosas de la muñeca ha sido ya estudiada, encontrando que la posición estática en supinación es donde menos picos de fuerza se obtienen²⁴⁹. Además, Werner observa que durante las desviaciones radio-cubitales la mayor fuerza se registra en el ECU. Nosotros coincidimos en esta idea tanto en la mano sana como tras colocar la prótesis, donde existen diferencias entre el ECU y el FCU que oscilan entre 4.1 N a 4.7 N , según sea pre o postoperatoriamente.

5.2.5.3. Movimiento de lanzamiento de dardos

Respecto al movimiento de lanzar dardos, analizamos sus dos componentes principales, flexo-extensión y desviación radio-cubital, sin encontrar diferencias estadísticamente significativas entre una mano sana y tras implantar la prótesis de escafoides estabilizada. En este movimiento aparece además de los tendones conocidos, el APL, cuya fuerza únicamente es registrada en la extensión con desviación radial²⁵⁰.

Los dos principales tendones que trabajan en el movimiento de lanzar dardos son el FCU y el ECR, de hecho, en el FCU se registran fuerzas mayores que en otros planos de movimiento: 86% en DTM respecto al 79% en F-E o DR-DC^{242,250}. Salva-Coll considera estos tendones junto con el APL los músculos supinadores de la articulación mediocarpiana y siempre que los ligamentos de la mediocarpiana están íntegros el efecto de supinación se transmite a la hilera proximal²⁵¹. Tras producirse una fractura de escafoides se altera el movimiento de lanzar dardos pues hay un predominio de la flexión radial por el aumento de la fuerza del tendón FCR y de la extensión cubital por el tendón ECU, mientras que disminuye la fuerza en los principales tendones motores del DTM²⁴⁵. En nuestros resultados, tras implantar la prótesis no vemos un descenso de la fuerza del FCU ni del ECR, sino todo lo contrario. Por ejemplo en el ECU se registran fuerzas preoperatorias de $0.3 \text{ N} \pm 0.5 \text{ N}$ con la flexión y pasando en la sesión 2 del flexión a $9.8 \text{ N} \pm 5 \text{ N}$ y con la desviación cubital evoluciona de $11.4 \text{ N} \pm 8.1 \text{ N}$ PRE a $15 \text{ N} \pm 7.6 \text{ N}$ tras la intervención. Por tanto, pensamos que nuestra prótesis restaura la anatomía del escafoides restaurando las fuerzas a la normalidad tras una fractura.

En nuestro caso el ECR ha sido evaluado como un único tendón fusionando la fuerza del ECRB y del ECRL, pero hay autores como Mendelson que estudiaron in vivo gracias a transductores la fuerza muscular generada al contraer voluntariamente los músculo versus al hacerlo eléctricamente (Tabla 51)²⁵²:

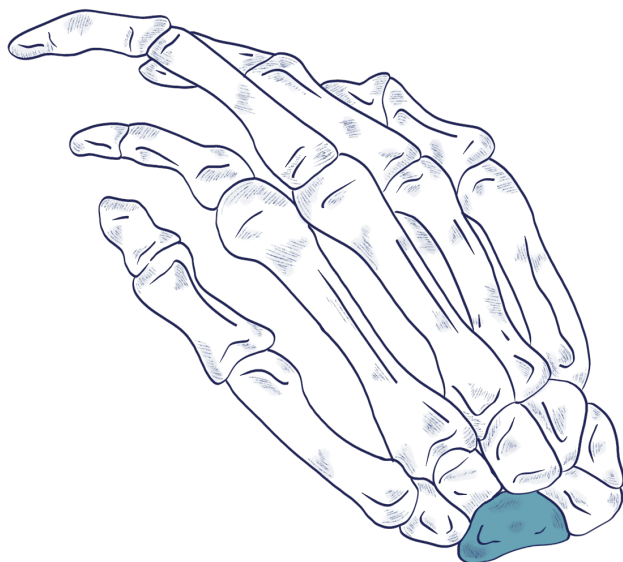
Tabla 51. Fuerza muscular generada al contraer voluntariamente los músculos frente a hacerlo eléctricamente

	F(N): ACTIVACIÓN VOLUNTARIA	F(N): ACTIVACIÓN ELÉCTRICA
ECRB	81	49
ECRL	66	94

Ellos observan que en la mayoría de pacientes la fuerza desarrollada en el ECRL es mayor que en el ECRB, dato explicado por la fisiología del músculo y por el grado de deterioro neurológico. Además, el ECRL tiene más masa (6.5%) respecto al ECRB (5.1%).

Resaltar del FCR, que si se emplea como injerto ocasiona una pérdida de fuerza en los movimientos descritos anteriormente pero prácticamente no se afecta al movimiento de lanzar dardos donde la acción del FCR es mínima²¹⁰. Respecto al FCU: su fuerza es máxima durante el DTM, seguida de la F-E siendo mínima con la DR-DC²⁵⁰. En nuestro estudio el FCU se comporta siguiendo esta distribución, siendo la fuerza máxima tras implantar la prótesis en el DTM (DTM flexión: $9.8 \text{ N} \pm 5$; DTM desviación cubital: $15 \text{ N} \pm 7.6 \text{ N}$), seguida de la flexión ($2.1 \text{ N} \pm 0.8 \text{ N}$) y por último de la desviación cubito-radial ($3.2 \text{ N} \pm 2.8 \text{ N}$).

Por último, respecto a la fuerza global aplicada, Erhart publica la suma de fuerzas aplicadas de 255 N mientras que Werner publica fuerzas totales de 275 N^{37,248}. En nuestro trabajo no podemos hablar de fuerzas totales ni fuerza media global, porque a diferencia de estos trabajos publicados, donde pretensionan los tendones entre 13 y 18 N para alcanzar la posición neutra. Nosotros hemos calibrado a 0 N desde la posición neutra de partida para estudiar el ascenso o descenso de la fuerza media en cada movimiento, sin atender tanto a los picos y fuerza global^{37,248}.



LIMITACIONES DEL ESTUDIO



Nuestro trabajo, al utilizar cadáveres, presenta las limitaciones propias de este tipo de estudios experimentales pero además sumamos las específicas del modelo utilizado:

- Tamaño muestral pequeño debido a la limitada disponibilidad de piezas de cadáver fresco por parte de la Universitat de València. Aún así, cumplimos con un tamaño muestral adecuado para obtener resultados estadísticamente significativos.
- Edad elevada de la muestra. Esto se correlaciona con una mayor frecuencia de lesiones articulares degenerativas (condrocalcinosis, artrosis, etc.) y ligamentosas, así como con cambios de osteoporosis u osteopenia. Todo ello, podría haber afectado la estabilidad de los implantes, los sensores utilizados y la fuerza de reparación de los mismos.
- Se trata de un estudio *in vitro* donde las estructuras capsulo-ligamentosas y los tendones, aun siendo de cadáveres frescos, pueden no presentar las mismas características elásticas o de resistencia de un tejido vivo. Tampoco presentan capacidad de regeneración, distensión o curación a lo largo del tiempo como ocurre en los pacientes. Por tanto, no es posible evaluar ningún beneficio de la curación de tejidos blandos, de la cicatrización ni de la integración de la plastia. Algunos autores como Short evalúan la integridad ligamentosa de la muestra mediante artroscopía previo al estudio *in vitro*²⁰³.

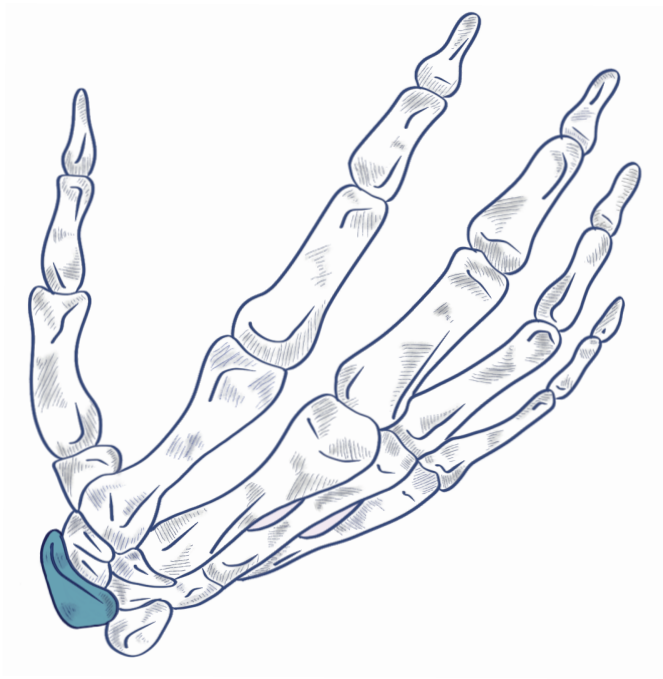
- Aunque se ha prestado atención y cuidado en la técnica quirúrgica y en la colocación de los marcadores, en la implantación se han podido producir modificaciones biomecánicas y anatómicas que alteran las mediciones.
- No existe control neuromuscular como en un ser vivo.
- Se han empleado los 6 tendones principales que participan en el agarre de un objeto y que se insertan en la base de los metacarpos (FCU, FCR, ECR, ECU Y APL). Mientras que se han diseccionado y retirando los extensores y flexores comunes de los dedos que también cruzan la muñeca, y a pesar de generar un mínimo movimiento de fuerza pueden tener repercusión en la cinética carpal.
- Se han utilizado cargas dinámicas para cada tendón aplicadas manualmente por el mismo investigador, hecho que puede variar entre mediciones e individuos. Además, al no tratarse de un modelo *in vivo* no se han tenido en cuenta la fuerzas antagonistas, utilizando solo la gravedad.
- El antebrazo estaba fijado en una plataforma en posición neutra, sin tener en cuenta movimientos de prono/supinación.
- La fase experimental se completa en 3 días y cada espécimen sirve de su propio control, pero solo testamos la estabilidad postoperatoria inmediata. Sin tener en

cuenta que ocurre a largo plazo ni que sucede al aplicar ciclos de movimiento y carga.

Otras limitaciones no asociadas al uso de cadáveres son:

- El diseño del implante ha sido fabricado y testado en un material no definitivo como es la resina Grey. Es preciso construir el implante en material definitivo y nuevamente realizar los ensayos biomecánicos, así como someterlos a ciclos de carga para ver su impacto articular y comportamiento carpal. Independientemente de las referencias positivas que encontramos en la bibliografía sobre el carbón pirolítico, nuestros resultados abren futuras líneas de investigación.

- Para conseguir una adecuada biointegración entre el remanente de hueso escafoideo vivo y el implante es preciso realizar en el implante de material definitivo un recubrimiento con hidroxapatita en la carilla articular plana, así como mejorar el diseño del tornillo tronco-cónico.



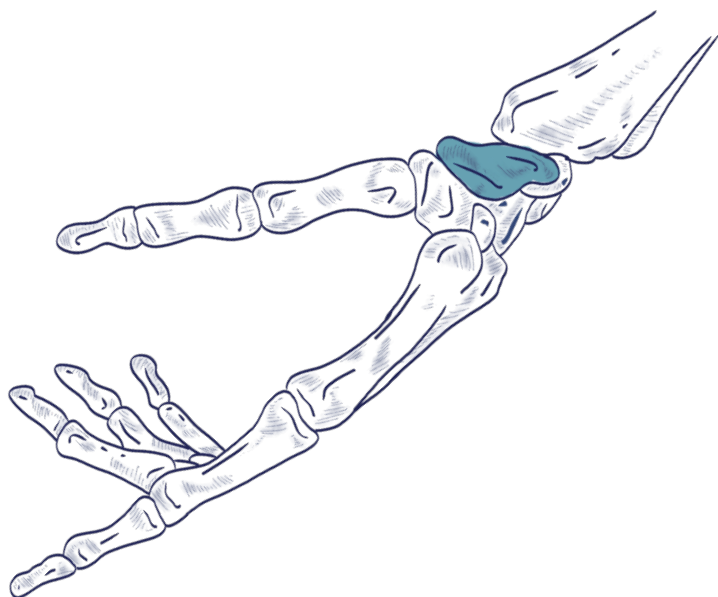
CONCLUSIONES



1- Nuestro estudio de investigación concluye que la fabricación de una prótesis estable que recree los dos tercios proximales del escafoides es factible para dar solución a los problemas de pseudoartrosis recalcitrante del escafoides. Su diseño permite a nivel proximal fijarla al hueso semilunar mediante una plastia e integrarla a nivel distal al remanente óseo con un tornillo troncocónico.

2- La colocación del implante altera la cinemática carpal, tanto del hueso grande como del escafoides, sin repercusión sobre el hueso semilunar. La estabilización de la prótesis al semilunar mediante una plastia no modifica el movimiento relativo interóseo con la desviación cubito-radial ni con el movimiento combinado de lanzar dardos; y solo apreciamos diferencias en el eje de flexo-extensión.

3- La prótesis no altera la fuerza aplicada a los tendones para llegar al mismo rango de movimiento durante la flexo-extensión, el movimiento de lanzar dardos y durante las desviaciones radio-cubitales.



BIBLIOGRAFÍA



1. Kawamura, Kenji; Chung KC. Treatment of Scaphoid Fractures and Nonunions. *J Hand Surg Am.* 2008;33(6):988-997.
2. Trumble T, Rafijah G, Alexander H. Scaphoidectomy and capsulodesis for SNAC or SLAC stage II. *J Wrist Surg.* 2012;1:129-134.
3. Irisarri C. *Patología Del Escafoides Carpiano. Primera.* Vigo: Norgrafica; 2002.
4. Moritomo H, Viegas SF, Nakamura K, DaSilva MF, Patterson RM. The scaphotrapezio-trapezoidal joint. Part 1: An anatomic and radiographic study. *J Hand Surg Am.* 2000;25(5):899-910.
5. Compson JP, Waterman JK, Heatley FW. THE RADIOLOGICAL Part 1 : Osteology of the scaphoid. *J Hand Surg Br.* 1994;19(2):183-187.
6. Ceri N, Korman E, Gunal I, Tetik S. The morphological and morphometric features. 2004.
7. Walsh JJ, Berger RA, Cooney WP. Current Status of Scapholunate Interosseous ligament injury. *J Am Acad Orthop Surg.* 2002;10:32-42.
8. Taleisnik J. The ligaments of the wrist. *J Hand Surg Am.* 1976;1(2):110-118.
9. Smith K, Linscheid L, Berquist H, Cooney P, Amadio C. Scaphoid Anatomy: with Evaluation projection. *Radiology.* 1989:177-180.
10. López Valenciano J. Estudio experimental sobre cadáver del comportamiento cinético del carpo tras la escisión, reimplantación y estabilización del escafoides aplicando diferentes cargas tendinosas. 2016.
11. Hernández Ramajo R. Tratamiento quirúrgico de la pseudoartrosis del escafoides carpiano. 2013.
12. López-Valenciano J, Aguilera L, Montaner-Alonso D, Llusá Pérez M, Lluch AL. Wrist kinetics after scaphoidectomy. *Clin Biomech.* 2019;68(May):109-113.
13. Xiao Z, Xiong G, Zhang W. New findings about the intrascaphoid arterial system. *J Hand Surg Am.* 2018;(31):1-7.
14. Gelbennan RH, Menon J, Diego S. The vascularity of the scaphoid bone. *J Hand Surg Am.* 1980;5(5):508-513.
15. Zancolli E. *Anatomía Quirúrgica de La Mano.* 1o edición. (Panamericana, ed.). Buenos Aires; 2015.
16. Schubert HE. Scaphoid fracture. Review of diagnostic tests and treatment. *Can Fam Physician.* 2000;46(9):1825-1832.
17. Russe O. Fracture of the carpal navicular. Diagnosis, non-operative treatment, and operative treatment. *J Bone Joint Surg Am.* 1960;42-A:759-768.
18. Berger RA. The anatomy of the ligaments of the wrist and distal radioulnar joints. *Clin Orthop Relat Res.* 2001;(383):32-40.
19. Seiler JG, Drvaric DM. The intrinsic and extrinsic ligaments of the wrist. A correlation of collagen typing and histologic appearance. *J Hand Surg Am.* 1995;20(6):750-754.
20. García-Eliás M; Llusá M; Rodríguez, A; Ritt J. Functional anatomy of the scapho-trapezial-trapezoidal ligaments. *J Hand Surg Am.* 1996;21(B, supplement):89.
21. Berger R. The ligaments of the wrist: A current overview of anatomy with considerations of their potential functions. *Hand Clin.* 1997;13(1):63-82.
22. Pérez A, Jethanandani R, Vutescu E, Meyers K, Lee S, Wolfe SW. Role of Ligament Stabilizers of the Proximal Carpal Row in Preventing Dorsal Intercalated Segment Instability: A Cadaveric Study. *J Bone Jt Surg.* 2019;101(15):1388-1396.

23. Short WH, Werner FW, Green JK, Sutton LG, Brutus JP. Biomechanical Evaluation of the Ligamentous Stabilizers of the Scaphoid and Lunate: Part III. *J Hand Surg Am.* 2007;32(3):297-309.
24. Brunelli G. Dissociation scapho-lunaire traitée par ligamentoplastie scapho-trapézoïdienne au flexor carpi radialis. *Rev Chir orthopédique.* 2003;89:152-157.
25. Viegas SF, Yamaguchi S, Boyd NL, Patterson RM. The Dorsal Ligaments of the Wrist : Anatomy, mechanical properties, and function. *J Hand Surg Am.* 1999;24A:456-468.
26. Kijima Y, Viegas SF. Wrist Anatomy and Biomechanics. *J Hand Surg Am.* 2009;34(8):1555-1563.
27. Nagao S, Patterson RM, Buford WL, Andersen CR, Shah MA, Viegas SF. Three-dimensional description of ligamentous attachments around the lunate. *J Hand Surg Am.* 2005;30(4):685-692.
28. Berger RA, Bishop AT, Bettinger PC. New dorsal capsulotomy for the surgical exposure of the wrist. *Ann Plast Surg.* 1995;35(1):54-59.
29. Green D. *Green's Operative Hand Surgery.* 5th ed. New York: Elsevier Inc; 2007.
30. Wolfe SW, García-Elías M, Kitay A. Carpal instability nondissociative. 2012;20(9):575-585.
31. Lluch A, Salvà G, Esplugas M, Llusà M, Hagert E, García-Elías M. El papel de la propiocepción y el control neuromuscular en las inestabilidades del carpo. *Rev Iberoam Cirugía la Mano.* 2015;43(01):070-078.
32. García-Elías M. The treatment of wrist instability. *J Bone Jt Surg.* 1997;79(4):684-690.
33. Berger RA. Radial-sided carpal instability. *Inst Course Lect.* 1998;47:219-228.
34. Laulan J. Désaxation scapholunaire: physiopathologie et orientations thérapeutiques. *Chir Main.* 2009;28(4):192-206.
35. Viegas SF, Patterson RM, Todd P, McCarty P. Load mechanics of the midcarpal joint. *J Hand Surg Am.* 1993;18(1):14-18.
36. Lichtman DM, Wroten ES. Understanding Midcarpal Instability Wrist Mechanics. *J Hand Surg. Am.* 2006 mar;31(3):491-8
37. Werner FW, Palmer AK, Somerset JH. Wrist joint motion simulator. *J Orthop Res.* 1996;14(4):639-646.
38. Kobayashi M, García-Elías M, Nagy L. Axial loading induces rotation of the proximal carpal row bones around unique screw displacement axes. *J Biomech.* 1997;30(97):8-10.
39. Jantea C, An K, Linscheid RL, Cooney WP. The role of the scapho-trapezial-trapezoidal ligament complex on scaphoid kinematics. *Advances in the Biomechanics of the Hand and Wrist.* New York: Plenum Press; 1994:345-361.
40. Salvà-Coll G, García-Elías M, Llusà-Pérez M, Rodríguez-Baeza A. The role of the flexor carpi radialis muscle in scapholunate instability. *J Hand Surg Am.* 2011;36(1):31-36.
41. Gardner MJ, Crisco JJ, Wolfe SW. Carpal Kinematics. *Hand Clin.* 2006;22(4):413-420.
42. Short WH, Werner FW, Fortino MD, Palmer a K, Mann K a. A dynamic biomechanical study of scapholunate ligament sectioning. *J Hand Surg Am.* 1995;20(6):986-999.

43. Rainbow MJ, Wolff AL, Crisco JJ, Wolfe SW. Functional kinematics of the wrist. *J Hand Surg Eur Vol.* 2016;41(1):7-21.
44. Moojen TM, Snel JG, Ritt MJPF, et al. Three-dimensional carpal kinematics in vivo. *Clin Biomech.* 2002;17(7):506-514.
45. Carter TI, Pansy B, Wolff AL, et al. Accuracy and Reliability of Three Different Techniques for Manual Goniometry for Wrist Motion: A Cadaveric Study. *J Hand Surg Am.* 2009;34(8):1422-1428.
46. Snel JG, Venema HW, Moojen TM, Ritt MJPF, Grimbergen CA, Den Heeten GJ. Quantitative in vivo analysis of the kinematics of carpal bones from three-dimensional CT images using a deformable surface model and a three-dimensional matching technique. *Med Phys.* 2000;27(9):2037-2047.
47. Mat Jais IS, Liu X, An K-N, Tay SC. A method for carpal motion hysteresis quantification in 4-dimensional imaging of the wrist. *Med Eng Phys.* 2014;36(12):1699-1703.
48. Crisco JJ, Heard WMR, Rich RR, Paller DJ, Wolfe SW. The mechanical axes of the wrist are oriented obliquely to the anatomical axes. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2011;93(2):169-177.
49. Moojen TM, Snel JG, Ritt MJPF, Venema HW, Kauer JMG, Bos KE. In vivo analysis of carpal kinematics and comparative review of the literature. *J Hand Surg Am.* 2003;28(1):81-87.
50. Rainbow MJ, Ph D, Kamal RN, et al. In vivo kinematics of the scaphoid, lunate, capitate and third metacarpal i extreme wrist flexion and extension. *J hand Surg Am.* 2014;38(2):278-288.
51. Crisco, Joseph J.; Coburn James C.; Moore, Douglas C.; Akelman E. In Vivo Radiocarpal Kinematics and the Dart Thrower 's Motion. *J Bone Jt Surg.* 2005;87(12):2729-2740.
52. Linscheid RL, Dobyns JH. Dynamic carpal stability. *Keio J Med.* 2002;51(3):140-147.
53. Kuo C, Wolfe SW. Scapholunate instability: Current concepts in diagnosis and management. *J Hand Surg Am.* 2008;33:998-1013.
54. Kamal, Robin N; Starr, Adam; Edward A. Carpal Kinematics and Kinetics. *J Hand Surg Am.* 2016;41(10):1011-1018.
55. Rikli DA, Honigsmann P, Babst R, Cristalli A, Morlock MM, Mittlmeier T. Intra-Articular Pressure Measurement in the Radioulnocarpal Joint Using a Novel Sensor: In Vitro and In Vivo Results. *J Hand Surg Am.* 2007;32,(1):67-75.
56. García-Elías M. Kinetic analysis of carpal stability during grip. *Hand Clin.* 1997;13(1):151-158.
57. Hagert E, Persson JKE. Desensitizing the Posterior Interosseous Nerve Alters Wrist Proprioceptive Reflexes. *J Hand Microsurg.* 2010;35(7):1059-1066.
58. Marcuzzi A, Leigheb M, Russomando A, Landi A. Personal technique for wrist dorsal approach. *Acta.* 2014;85(2):37-45.
59. Vekris MD, Mataliotakis GI, Beris AE. Proprioceptive Pathway : A Human In Vivo Experimental Study. *J Hand Surg Am.* 2010;36(1):37-46.
60. Arsalan-Werner A, Sauerbier M, Mehling IM. Current concepts for the treatment of acute scaphoid fractures. *Eur J Trauma Emerg Surg.* 2016;42(1):3-10.

61. Vender MI, Watson HK, Wiener BD, Black DM. Degenerative change in symptomatic scaphoid nonunion. *J Hand Surg Am.* 1987;12(4):514-519.
62. Lluch A. Concepto de muñeca SNAC: Scaphoid Non-union Advanced Collapse. *Rev Española Cirugía Ortopédica Traumatol.* 1998;42(1):33-38.
63. Ten Berg P, Drijckoningen T, Strackee S, Buijze G. Classifications of Acute Scaphoid Fractures: A Systematic Literature Review. *J Wrist Surg.* 2016;05(02):152-159.
64. García-Elías M. Fracturas del polo proximal del escafoides. Clasificación y tratamiento. *Rev Española Cirugía Ortopédica Traumatol.* 1998;42(91):26-32.
65. Haisman J, Rohde R, Weiland A. Acute fractures of the scaphoid. *J Bone Jt Surg.* 2006;88(2750-2758).
66. Li H, Guo W, Guo S, Zhao S, Li R. Surgical versus nonsurgical treatment for scaphoid waist fracture with slight or no displacement. *Medicine (Baltimore).* 2018;97(48):e13266.
67. Sabbagh MD, Morsy M, Moran SL. Diagnosis and Management of Acute Scaphoid Fractures. *Hand Clin.* 2019;35(3):259-269.
68. Larson, Noelle; Bishop, Allen T; Shin A. Dorsal Distal Radius Vascularized Pedicled Bone Grafts for Scaphoid Nonunions. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2006;10(4):212-223.
69. Moritomo H, Murase T, Oka K, Tanaka H, Yoshikawa H, Sugamoto K. Relationship between the fracture location and the kinematic pattern in scaphoid nonunion. *J Hand Surg Am.* 2008;33(9):1459-1468.
70. Abdelaziz AM, Aldahshan W, El-sherief FAH, et al. Posterior Interosseous Neurectomy Alternative for Treating Chronic Wrist Pain. *J Wrist Surg.* 2019;30:1-4.
71. Young-Keun L, Kwang-Wook C, Sang-Hyun W, Pak Cheong H, Malrey L. The clinical result of arthroscopic bone grafting and percutaneous K-wires fixation for management of scaphoid nonunions. *Medicine (Baltimore).* 2018;97(13):e9987.
72. Ecker J. Scaphoid Union: The Role of Wrist Arthroscopy. *Hand Clin.* 2017;33(4):677-686.
73. Wong W-YC, Ho P-C. Arthroscopic Management of Scaphoid Nonunion. *Hand Clin.* 2019;35:295-313.
74. Matti H. Über die Begandlung der Naviculare frakturh und der Refractura Patellae durch Plombierung mit Spongiosa. *Zentralbl Chir.* 1937;64:23-53.
75. Fisk G. Non-union of carpal scaphoid treated by wedge grafting. *J Bone Jt Surg.* 1984;66(B):277-280.
76. Fernandez DL. A technique for anterior wedge-shaped grafts for scaphoid nonunions with carpal instability. *J Hand Surg Am.* 1984;9(5):733-737.
77. Aguilera L, García-Elías M. The anterolateral corner of the radial metaphysis as a source of bone graft for the treatment of scaphoid nonunion. *J Hand Surg Am.* 2012;37(6):1258-1262.
78. Yao J, Read B, Hentz V. The fragment proximal pole scaphoid nonunion treated with rib autograft: case series and review of the literature. *J Hand Surg Am.* 2013;38:2188-2192.
79. Higgins JP, Bürger HK. The use of osteochondral flaps in the treatment of carpal disorders. *J Hand Surg Eur Vol.* 2018;43(1):48-56.

80. Higgins JP, Borumandi F, Bürger HK, et al. Nonvascularized Cartilage Grafts Versus Vascularized Cartilage Flaps: Comparison of Cartilage Quality 6 Months After Transfer. *J Hand Surg Am.* 2018;43(2):188.e1-188.e8.
81. Jones DB, Bürger H, Bishop A, Shin A. Treatment of scaphoid waist nonunions with an avascular proximal pole and carpal collapse. *Surgical technique. J Bone Jt Surg.* 2009;91:169-183.
82. Zaidenberg C, Siebert J, Angrigiani C. A new vascularized bone graft for scaphoid nonunion. *J Hand Surg Am.* 1991;16(A):474-478.
83. Higgins J, Burger H. Proximal Scaphoid Arthroplasty Using the Medial Femoral Trochlea Flap. *J Wrist Surg.* 2013;2(3):228-233.
84. McCallister W V, Knight J, Kaliappan R, Trumble TE. Central placement of the screw in simulated fractures of the scaphoid waist: a biomechanical study. *J Bone Joint Surg Am.* 2003;85-A(1):72-77.
85. Krakauer JD, Bishop AT, Cooney WP. Surgical treatment of scapholunate advanced collapse. *J Hand Surg Am.* 1994;19(5):751-759.
86. Strauch RJ. Scapholunate advanced collapse and scaphoid nonunion advanced collapse arthritis: Update on evaluation and treatment. *J Hand Surg Am.* 2011;36:729-735.
87. Lulan J, Marteau E, Bacle G. Wrist osteoarthritis. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2015;101(1):S1-S9.
88. Malerich M, Catalano L, Weidner Z, Vance M, Eden C, Eaton R. Distal scaphoid resection for degenerative arthritis secondary to scaphoid nonunion: A 20 year experience. *J Hand Surg Am.* 2014;39(9):1669-1676.
89. Veitch S, Blake S, David H. Proximal scaphoid rib graft arthroplasty. *J Bone Jt Surg.* 2007;89B:196-201.
90. Bentzon P, Madsen A. On fracture of the carpal scaphoid: method of operative treatment of inveterate fractures. *Acta Orthop Scandinava.* 1945;16:30-39.
91. Ryu J, Iii WPC, Askew LJ, An K, Chao EYS. Functional ranges of motion of the wrist joint. 1991:409-419.
92. Blankenhorn BD, Pfäffle HJ, Tang P, Robertson D, Imbriglia J, Goitz RJ. Carpal Kinematics After Proximal Row Carpectomy. *J Hand Surg Am.* 2007;32(1):37-46.
93. Neubrech F, Mühldorfer-Fodor M, Pillukat T, Van Schoonhoven J, Prommersberger K. Long-Term Results after Midcarpal Arthrodesis. *J Wrist Surg.* 2012;1:123-128.
94. Waugh RL, Reuling L. Ununited fractures of the carpal scaphoid. Preliminary report on the use of vitallium replicas as replacements after excision. *Am J Surg.* 1945;67(2):184-200.
95. Hugh MB. Fractures Scaphoid: Acrylic Scaphoid prostheses. *Proceeding R Soc Med.* 1974;67:1075-1078.
96. Irisarri Castro C. Artroplastias protésicas del escafoide carpiano. *Rev Española Cirugía Ortopédica Traumatol.* 1998;42(91):46-50.
97. Agner O. Treatment of non-united navicular fractures by total excision of the bone and the insertion of acrylic prostheses. *Acta Orthop.* 1963;33(1-4):235-245.
98. Spingardi O, Rossello MI. The total scaphoid titanium arthroplasty: A 15-year experience. *Hand.* 2011;6(2):179-184.
99. Leslie BM, O'Malley M, Thibodeau AA. A forty-three-year follow-up of a vitallium scaphoid arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 1991;16(3):465-468.

100. Agerholm JC, Lee MLH. the Acrylic Scaphoid Prosthesis in the Treatment of the Ununited Carpal Scaphoid Fracture. *Acta Orthop.* 1966;37(1):67-76.
101. Picaud A. Traitement d'une pseudarthrose ancienne du scaphoïde carpien par prothèse acrylique picaud Title. *Mem l'Académie Natl Chir.* 1953;79:200.
102. Agner O. Treatment of ununited fractures of the carpal scaphoid by bentzon's operation. *Acta Orthop.* 1963;33(1-4):56-65.
103. Agerholm JC, Lee MLH. The Acrylic Scaphoid Prosthesis in the Treatment of the Ununited Carpal Scaphoid Fracture. 2009;6470.
104. Swanson AB. Silicone rubber implants for replacement of arthritic or destroyed joints. *Hand.* 1969;1(1):38-39.
105. Swanson AB, Swanson G de G, Maupin BK, et al. Scaphoid implant resection arthroplasty. *J Arthroplasty.* 1986;1(1):47-62.
106. Haussmann P. Long-Term Results After Silicone Prosthesis Replacement of the Proximal Pole of the scaphoid bone in advanced scaphoid nonunion. *J Hand Surg Am.* 2002;27B(5):417-423.
107. Egloff, DV; Varadi, G; Narakas, A; Simonetta, C; Cantero C. Silastic implants of the scaphoid and lunate. *J Hand Surg Am.* 1993;18B:687-692.
108. Swanson AB, De Groot-Swanson G, Kent Maupin B. Flexible implant arthroplasty of the radiocarpal joint. Surgical technique and long-term study. *Acta Orthop Belg.* 1985;51(4):650-665.
109. Jones KG. Replacement of the proximal portion of the scaphoid with spherical implant for post-traumatic carporadial arthritis. *J Hand Surg Am.* 1985;10(2):217-226.
110. Pequignot JP, Lussiez B, Allieu Y. Implant adaptatif du scaphoïde proximal. *Chir Main.* 2000;19(5):276-285.
111. Zemel NP, Stark HH, Ashworth CR, Rickard T. Treatment of selected patients with an ununited fracture of the proximal part of the scaphoid by excision of the fragment and insertion of a carved silicone-rubber spacer. *J Bone Jt Surg.* 1984;66:510-517.
112. Eaton RG, Akelman E. Fascial implant arthroplasty for treatment of radioscaphoid degenerative disease. *J Hand Surg Am.* 1989;14(5):766-774.
113. Swanson AB, de Groot Swanson G, DeHeer DH. Carpal bone titanium implant arthroplasty. 10 years' experience. *Clin Orthop Relat Res.* 1997;(342):46-58.
114. Rossello MI. Rattamento degli insuccessi nella patologia dello scafoide : le protesi. 2001;38(2).
115. Aribert M, Bouju Y, Kerjean Y, Gaisne E. APSI, résultats à 10 ans de recul. *Hand Surg Rehabil.* 2016;35(6):457-458.
116. Lima Santos F, Ferreira A, Grazina R, Sá D, Canela P, Lemos R. APSI scaphoid hemiarthroplasty: long-term results. *Rev Bras Ortop.* 2018;53(5):582-588.
117. Bellemère P, Maes-Clavier C, Loubersac T, Gaisne E, Kerjean Y. Amandys® implant: Novel pyrocarbon arthroplasty for the wrist. *Chir Main.* 2012;31(4):176-187.
118. Bellemère P, Maes-Clavier C, Loubersac T, Gaisne E, Kerjean Y, Collon S. Pyrocarbon interposition wrist arthroplasty in the treatment of failed wrist procedures. *J Wrist Surg.* 2012;1(1):31-38.
119. Visser NJ, de Wijn RS, Moojen TM, Feitz R. Lunate implant arthroplasty: analysis of physical function and patient satisfaction. *Eur J Plast Surg.* 2017;40(3):229-234

120. Lluch AL, García-Elías M, Lluch AB. Arthroplasty of the Scaphoid-Trapezium-Trapezoid and Carpometacarpal Joints. *Hand Clin.* 2013;29,(1):57-68.
121. García-Elías M. Excisional arthroplasty for scaphotrapeziotrapezoidal osteoarthritis. *J Hand Surg Am.* 2011;36(3):516-520.
122. Bellemère P. Pyrocarbon implants for the hand and wrist. *Hand Surg Rehabil.* 2018;37(3):129-154.
123. Gauthier E, Truffandier M V, Gaisne E, Bellemère P. Treatment of scaphotrapeziotrapezoid osteoarthritis with the Pyrocardan® implant: Results with a minimum follow-up of 2 years. *Hand Surg Rehabil.* 2017;36(2):113-121.
124. Linscheid RL. Implant arthroplasty of the hand: Retrospective and prospective considerations. *J Hand Surg Am.* 2000;25(5):796-816.
125. Daecke W, Veyel K, Wieloch P, Jung M, Lorenz H, Martini AK. Osseointegration and mechanical stability of pyrocarbon and titanium hand implants in a load-bearing in vivo model for small joint arthroplasty. *J Hand Surg Am.* 2006;31(1):90-97.
126. Mathoulin CL. Prosthetic arthroplasty of proximal pole scaphoid nonunions. *Atlas Minim Invasive Hand Wrist Surgery New York Inf Heal.* 2007:125-131.
127. Pequignot JP, D'Asnières De Veigy L, Allieu Y. Traitement de l'arthrose S.T.T. par un Implant en pyrocarbone. Premiers résultats. *Chir Main.* 2005;24(3-4):148-152.
128. Cook SD, Thomas KA, Kester M. Wear characteristics of the canine acetabulum against different femoral prosthesis. *J Bone Jt Surg.* 1989;71:189-197.
129. Heinzelmann AD, Archer G, Bindra RR. Anthropometry of the Human Scaphoid. *J Hand Surg Am.* 2007;32(7):1005-1008.
130. Shirota T, Ohno K, Michi K, Tachikawa T. An experimental study of healing around hydroxylapatite implants installed with autogenous iliac bone grafts for jaw reconstruction. *J Oral Maxillofac Surg.* 1991;49(12):1310-1315.
131. Albrektsson T, Zarb G. Current interpretations of the osseointegrated response: clinical significance. *Int J Prosthodont.* 1993;6(2):95-105.
132. Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61(5):756-759.
133. Kaufmann R, Pfaeffle J, Blankenhorn B, Stabile K, Robertson D, Goitz R. Kinematics of the midcarpal and radiocarpal joints in radioulnar deviation: an in vitro study. *J Hand Surg Am.* 2005;30(5):937-942.
134. Wu G, Van Der Helm FCT, Veeger HEJ. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech.* 2005;38(5):981-992.
135. Page A, Candelas P, Belmar F. Application of video photogrammetry to analyse mechanical systems in the undergraduate physics laboratory. *Eur J Phys.* 2006;27(3):647.
136. Page A, de Rosario H, Mata V, Atienza C. Experimental Analysis of Rigid Body Motion. A Vector Method to Determine Finite and Infinitesimal Displacements From Point Coordinates. *J Mech Des.* 2009;131(3):031005.
137. Baydal Bertomeu J. Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical. 2013.

138. Gianikellis K, Dávila M. Estado actual de conocimientos de las técnicas de tratamiento de los datos posición - tiempo en el campo de la biomecánica del aparato locomotor. *Eur J Hum Mov.* 2010;4(0):7-25.
139. Inoue G, Sakuma M. The natural history of scaphoid non-union. Radiographical and clinical analysis in 102 cases. *Arch Orthop Trauma Surg.* 1996;115(1):1-4.
140. Ruby LK, Stinson J, Belsky MR. The natural history of scaphoid non-union. A review of fifty-five cases. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(3):428-432.
141. Lindström G, Nyström A. Natural history of scaphoid non-union, with special reference to "asymptomatic" cases. *J Hand Surg Br.* 1992;17(6):697-700.
142. Smith D, Cooney WP, An K, Linscheid RL, Chao EYS. The effects of simulated unstable scaphoid fracture on carpal motion. *J Hand Surg Am.* 1989;14(A):283-291.
143. Oka K, Moritomo H, Murase T, Goto A, Sugamoto K, Yoshikawa H. Patterns of carpal deformity in scaphoid nonunion: a 3-dimensional and quantitative analysis. *J Hand Surg Am.* 2005;30(6):1136-1144.
144. García-Elías M, Lluch AL. Partial excision of scaphoid: is it ever indicated? *Hand Clin.* 2001;17(4):687-695.
145. Oka K, Moritomo H. Current Management of Scaphoid Nonunion Based on the Biomechanical Study. *J Wrist Surg.* 2018;07(02):094-100.
146. Gupta A, Risitano G, Crawford R, Burke F. The Ununited Scaphoid: Prognostic Factors in Delayed and Nonunions of the Scaphoid. *Hand Surg.* 1999;4(1):11-19.
147. Merrell GA, Wolfe SW, Slade JF. Treatment of scaphoid nonunions: quantitative meta-analysis of the literature. *J Hand Surg Am.* 2002;27(4):685-691.
148. Ferreres A, García-Elías M, Plaza R. Long-term results of lunocapitate arthrodesis with scaphoid excision for SLAC and SNAC wrists. *J Hand Surg Eur Vol.* 2009;34(5):603-608.
149. Marcuzzi A, Lando M, Sartini S, Petit A. Scaphoidectomy (instead of trapezectomy) in the treatment of rhizoarthrosis. Report of a case. *Chir Main.* 2012;31(1):30-33.
150. Veitch S, Blake SM, David H. Proximal scaphoid rib graft arthroplasty. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89(2):196-201.
151. Sandow MJ. Proximal scaphoid costo-osteochondral replacement arthroplasty. *J Hand Surg Br.* 1998;23(2):201-208.
152. Bürger HK, Windhofer C, Gaggli AJ, Higgins JP. Vascularized medial femoral trochlea osteocartilaginous flap reconstruction of proximal pole scaphoid nonunions. *J Hand Surg Am.* 2013;38(4):690-700.
153. Higgins JP, Bürger HK. Medial Femoral Trochlea Osteochondral Flap: Applications for Scaphoid and Lunate Reconstruction. *Clin Plast Surg.* 2017;44(2):257-265.
154. Chan A, Elhassan B, Suh N. The Use of the Proximal Hamate as an Autograft for Proximal Pole Scaphoid Fractures: Clinical Outcomes and Biomechanical Implications. *Hand Clin.* 2019;35(3):287-294.
155. Clark DW, Blackburn N. Treatment of periscaphoid osteoarthritis by Silastic scaphoid implant. *J R Soc Med.* 1989;82(8):464-465.
156. Vinnars B, Adamsson L, af Ekenstam F, Wadin K, Gerdin B, Vinnars, B; Adamsson, L; Ekenstam, F; Wadin, K; Gerdin B. Patient-rating of long term results of silicone implant arthroplasty of the scaphoid. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg.* 2002;36(1):39-45.

157. Kleinert JM, Stern PJ, Lister GD, Kleinhaus RJ. Complications of scaphoid silicone arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am.* 1985;67(3):422-427.
158. Mohammadi H, Mequanint K. Prosthetic aortic heart valves: modeling and design. *Med Eng Phys.* 2011;33(2):131-147.
159. Definition of carpal instability. The Anatomy and Biomechanics Committee of the International Federation of Societies for Surgery of the Hand. *J Hand Surg Am.* 1999;24(4):866-867.
160. Compson JP, Waterman JK, Heatley FW. The radiological anatomy of the scaphoid. Part 1: Osteology. *J Hand Surg Br.* 1994;19(2):183-187.
161. Fukuda S, Ishida O, Kido M, Suzumura F, Ikuta Y. A morphological study of the scaphoid using a mathematical technique and comparative study of the three-dimensional measurements of the scaphoid. 2003;8(2):157-161.
162. Compson JP, Waterman JK, Heatley FW. The radiological anatomy of the scaphoid. Part 2: Radiology. *J Hand Surg Br.* 1997;22(1):8-15.
163. Buijze GA, Doornberg JN, Ham JS, Ring D, Bhandari M, Poolman RW. Surgical compared with conservative treatment for acute nondisplaced or minimally displaced scaphoid fractures: a systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *J Bone Joint Surg Am.* 2010;92(6):1534-1544.
164. Kong W, Xu Y, Wang Y, Chen S, Liu Z, Li X. Anatomic measurement of wrist scaphoid and its clinical significance. *Chinese J Traumatol English Ed.* 2009;12(1):41-44.
165. Guo Y, Tian GL. The length and position of the long axis of the scaphoid measured by analysis of three-dimensional reconstructions of computed tomography images. *J Hand Surg Am.* 2011;36E(2):98-101.
166. Crisco JJ, Coburn JC, Moore DC, Upal MA. Carpal bone size and scaling in men versus in women. *J Hand Surg Am.* 2005;30(1):35-42.
167. Ring D, Patterson JD, Levitz S, Wang C, Jupiter JB. Both Scanning Plane and Observer Affect Measurements of Scaphoid Deformity. 2005:696-701.
168. Letta C, Schweizer A, Fürnstahl P. Quantification of Contralateral Differences of the Scaphoid: A Comparison of Bone Geometry in Three Dimensions. *Anat Res Int.* 2014.
169. Smith D, Maj U. Anatomic features of the carpal scaphoid: Validation of Biometric measurements and symmetry with three-dimensional MR imaging. *Radiology.* 1993;187:187-191.
170. Pichler W, Windisch G, Schaffler G, Heidari N, Dorr K, Grechenig W. Computer-assisted 3-dimensional anthropometry of the scaphoid. *Orthopedics.* 2010;33(2):85-88.
171. Berg P, Dobbe JG, Strackee SD, Streekstra GJ. Three-dimensional assessment of bilateral symmetry of the scaphoid: An anatomic study. *Biomed Res Int.* 2015.
172. Herbert TJ, Faithfull RG, McCann DJ, Ireland J. Bilateral arthrography of the wrist. *J Hand Surg Br.* 1990;15(2):233-235.
173. Gelberman RH, Gross MS. The vascularity of the wrist. Identification of arterial patterns at risk. *Clin Orthop Relat Res.* 1986;(202):40-49.
174. Wall LB, Didonna ML, Kiefhaber TR, Stern PJ. Proximal row carpectomy: Minimum 20-year follow-up. *J Hand Surg Am.* 2013;38(8):1498-1504.
175. Laulan J, Bacle G, de Bodman C. The arthritic wrist. The degenerative wrist: indications for different surgical treatments. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2011;97(4):37-41.

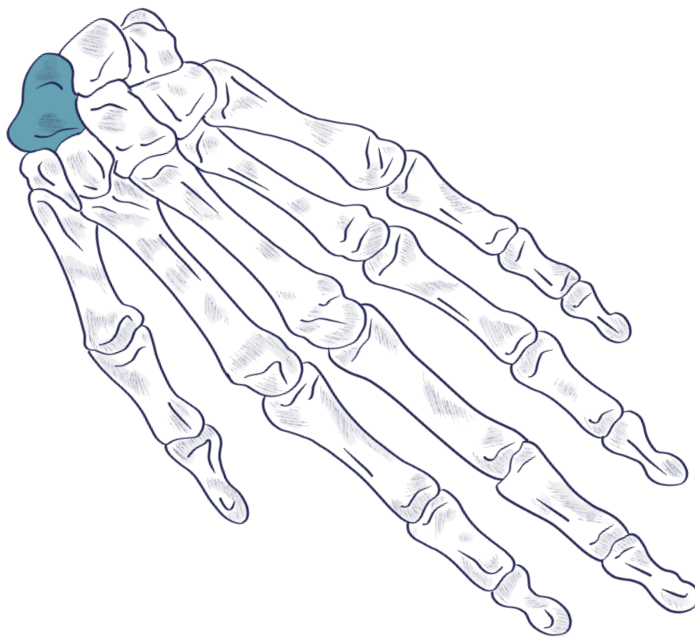
176. Metcalfe JW. The vitallium sphere prosthesis for nonunion of the navicular bone. *J Int Coll Surg.* 1954;22(4):459-462.
177. Legge RF. Vitallium prosthesis in the treatment of the carpal navicular fracture. *West J Surg Obstet Gynecol.* 1951;59(9):468-471.
178. García López A, Delgado PJ. Artrodesis parciales: fusión de las cuatro esquinas. *Patol del Apar Locomot.* 2007;5(II):97-104.
179. González del Pino J, Bartolomé del Valle E. La muñeca SNAC: Tratamiento mediante artrodesis totales y parciales. *Rev Española Cirugía Ortopédica Traumatol.* 1998;42:51-68.
180. Honigsmann P, Schumacher R, Marek R, Büttner F, Thieringer F, Haefeli M. A three-dimensional printed patient-specific scaphoid replacement: a cadaveric study. *J Hand Surg Eur Vol.* 2018;43(4):407-412.
181. Brunelli GA, Brunelli GR. A new technique to correct carpal instability with scaphoid rotary subluxation: a preliminary report. *J Hand Surg Am.* 1995;20:82-85.
182. Watson HK, Weinzweig J, Zeppieri J. The natural progression of scaphoid instability. *Hand Clin.* 1997;13(1):39-49.
183. García-Elías M, Lluch AL, Stanley JK. Three-Ligament Tenodesis for the Treatment of Scapholunate Dissociation : *J Hand Surg Am.* 2006;31:125-134.
184. Watson HK, Ballet FL. The SLAC wrist: scapholunate advanced collapse pattern of degenerative arthritis. *J Hand Surg Am.* 1984;9(3):358-365.
185. Dobyns JH, Linscheid RL, Chao EYS, Weber ER, Swanson AB. Traumatic instability of the wrist. *Instr Course Lect.* 1975;24:189-199.
186. Palmer AK, Dobyns JH, Linscheid RL. Management of post-traumatic instability of the wrist secondary to ligament rupture. *J Hand Surg Am.* 1978;3(6):507-532.
187. Almquist E, Bach A, Sack J, Fuhs S, Newman D. Four-bone ligament reconstruction for treatment of chronic complete scapholunate separation. *J Hand Surg Am.* 1991;16A:322-327.
188. Van Den Abbeele KL, Loh YC, Stanley JK, Trail IA. Early results of a modified Brunelli procedure for scapholunate instability. *J Hand Surg Br.* 1998;23(2):258-261.
189. Pollock PJ, Sieg RN, Baechler MF, Scher D, Zimmerman NB, Dubin NH. Radiographic evaluation of the modified Brunelli technique versus the Blatt capsulodesis for scapholunate dissociation in a cadaver model. *J Hand Surg Am.* 2010;35(10):1589-1598.
190. Pauchard N, Dederichs A, Segret J, Barbary S, Dap F, Dautel G. The role of three-ligament tenodesis in the treatment of chronic scapholunate instability. *J Hand Surg Eur Vol.* 2013;38(7):758-766.
191. Zarkadas PC, Gropper PT, White NJ, Perey BH. A survey of the surgical management of acute and chronic scapholunate instability. *J Hand Surg Am.* 2004;29(5):848-857.
192. Chabas J-F, Gay A, Valenti D, Guinard D, Legre R. Results of the modified Brunelli tenodesis for treatment of scapholunate instability: a retrospective study of 19 patients. *J Hand Surg Am.* 2008;33(9):1469-1477.
193. Ross M, Orth F, Loveridge J, Couzens G, Cutbush K. Scapholunate Ligament Reconstruction. *J Wrist Surg.* 2013;1(212):110-115.
194. Bain GI, Watts AC, McLean J, Lee YC, Eng K. Cable-augmented, quad ligament tenodesis scapholunate reconstruction: rationale, surgical technique, and preliminary results. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2013;17(1):13-19.

195. Chee KG, Chin AYH, Chew EM, Garcia-Elias M. Antipronation spiral tenodesis--a surgical technique for the treatment of perilunate instability. *J Hand Surg Am.* 2012;37(12):2611-2618.
196. Yao J, Zlotolow D, Lee S. Scapholunate axis method. *J Wrist Surg.* 2016;5:59-66.
197. Henry M. Double bundle tendon graft for rotational stabilization of lunate implant arthroplasty. *Tech Hand Up Extrem Surg.* 2011;15(1):16-23.
198. Nikolopoulos F V, Apergis EP, Poulilios AD, Papagelopoulos PJ, Zoubos A V, Kefalas V a. Biomechanical properties of the scapholunate ligament and the importance of its portions in the capitate intrusion injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(8):819-823.
199. Corella F, Del Cerro M, Larrainzar-Garijo R, Vázquez T. Arthroscopic ligamentoplasty (bone-tendon-tenodesis). A new surgical technique for scapholunate instability: preliminary cadaver study. *J Hand Surg Eur Vol.* 2011;36(8):682-689.
200. Corella F, Del Cerro M, Monserrat O, Simon de Blas C, Larrainzar-Garijo R. Arthroscopic Scapholunate Ligament Reconstruction, Volar and Dorsal Reconstruction. *Hand Clin.* 2017;33(3):687-707.
201. Berger R, Imeada T, Berglund L, An KN. Constraint and material properties of the subregions of the scapholunate interosseous ligament. *J Hand Surg Am.* 1999;24(5):953-962.
202. Bignatto Carvalho V, Vieira Ferreira CH, Ramires Hoshino A, Viviane Alves B. Dorsal capsulodesis associated with arthroscopy-assisted scapholunate ligament reconstruction using a palmaris longus tendon graft. *Rev Bras Ortop.* 2017;52(6):676-684.
203. Short WH, Werner FW, Sutton LG. Dynamic biomechanical evaluation of the dorsal intercarpal ligament repair for scapholunate instability. *J Hand Surg Am.* 2009;34(4):652-659.
204. Zdero R, Olsen M, Elfatori S. Linear and torsional mechanical characteristics of intact and reconstructed scapholunate ligaments. *J Biomech Eng.* 2009;131(April 2009):1-7.
205. Yi IS, Firoozbakhsh K, Racca J, Umeda Y, Moneim M. Treatment of scapholunate dissociation with palmaris longus tendon graft: a biomechanical study. *Univ Pa Orthop J.* 2000;13:53-59.
206. Milone MT, Klifto CS, Catalano LW. Partial Wrist Denervation : The Evidence Behind a Small Fix for Big Problems. *J Hand Surg Am.* 2018;43(3):272-277.
207. Hagert E, Lluch A, Rein S. The role of proprioception and neuromuscular stability in carpal instabilities. *J Hand Surg Eur Vol.* 2016;41(1):94-101.
208. Zdero R, Olsen M, Elfatori S, et al. A biomechanical assessment of the coupling of torsion and tension in the human scapholunate ligament. *Proc Inst Mech Eng Part H J Eng Med.* 2008;222(6):907-914.
209. Ho P-C, Wong C, Tse WL. Arthroscopic-assisted combined dorsal and volar scapholunate ligament reconstruction with tendon graft for chronic SL instability. *J Wrist Surg.* 2015;4(4):252-263.
210. Werner FW, Short WH, Palmer AK, Sutton LG. Wrist tendon forces during different dynamic wrist motions. *J Hand Surg Am.* 2010;35(4):628-632.
211. León-López MM, García-Elías M, Salvà-Coll G, Llusá-Pérez M. Control muscular de la inestabilidad escafolunar . Estudio experimental. *Rev Esp Cir Ortop Traumatol.* 2014;58(1):11-18.

212. Claes S, Verdonk P, Forsyth R, Bellemans J. The ligamentization process in anterior cruciate ligament reconstruction: what happens to the human graft? A systematic review of the literature. *Am J Sport Med.* 2011;39(11):2476-2483.
213. Short WH, Werner FW, Green JK, Masaoka S. Biomechanical evaluation of ligamentous stabilizers of the scaphoid and lunate. *J Hand Surg Am.* 2002;27(6):991-1002.
214. Hagert E, García-Elías M, Forsgren S, Ljung B-O. Immunohistochemical Analysis of Wrist Ligament Innervation in Relation to. *J hand Surg Am.* 2007;32A(1):30-36.
215. Branemark P. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50(3):399-410.
216. Kohri M, Cooper EP, Ferracane JL, Waite DF. Comparative study of hydroxyapatite and titanium dental implants in dogs. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48(12):1265-1273.
217. Golec T. Technique for press-fit implants. *J A Dent Assoc.* 1990;121(3):409-412.
218. Steinberg A, Willey R, Drummond J. In-vivo comparisons of clot formation on titanium and hydroxyapatite-coated titanium. *J Periodontol.* 1992;63(12):990-994.
219. Donohues W, Mascrés C. Effect of hydroxyapatite on bone formation around exposed heads of titanium implants in rabbits. *J Oral Maxillofac Surg.* 1990;48(11):1196-1200.
220. Biesbrock A, Edgerton M. Evaluation of the clinical predictability of hydroxyapatite-coated endosseous dental implants: a review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 1995;10(6):712-720.
221. Cognet J-M, Altman M, Simon P. Material de osteosíntesis: tornillos y placas. EMC - Técnicas Quirúrgicas - Ortop y Traumatol. 2009;1(1):1-10.
222. Alvarez K, Fukuda M, Yamamoto O. Titanium Implants after alkali heating treatment with a $[Zn(OH)_4]^{2-}$ complex: analysis of interfacial bond strength using push-out tests. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2010;12(1):114-125.
223. López-García M, Gonzalez-Cantalapiedra A, López-Peña M, San Román E. Influence of implantation side on the osseointegration of dental implant. A study on miniature pigs. *J Stomat Occ Med.* 2015;8(2):41-46.
224. Coelho P, Granjero J, Romanos G, Suzuki M, Silva N. Basic research methods and current trends of dental implants surfaces. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2009;8(2):579-596.
225. Corella F, Del Cerro M, Ocampos M, Larrainzar-Garijo R. Arthroscopic ligamentoplasty of the dorsal and volar portions of the scapholunate ligament. *J Hand Surg Am.* 2013;38(12):2466-2477.
226. Short WH, Werner FW, Green JK, Masaoka S. Biomechanical evaluation of the ligamentous stabilizers of the scaphoid and lunate: Part II. *J Hand Surg Am.* 2005;30(1):24-34.
227. Pervaiz K, Bowers WH, Isaacs JE, Owen JR, Wayne JS. Range of Motion Effects of Distal Pole Scaphoid Excision and Triquetral Excision After Radioscapholunate Fusion: A Cadaver Study. *J Hand Surg Am.* 2009;34(5):832-837.
228. Nichols JA, Bednar MS, Havey RM, Murray WM. Wrist salvage procedures alter moment arms of the primary wrist muscles. *Clin Biomech.* 2015;30(5):424-430.

229. Patterson RM, Williams L, Andersen CR, Koh S, Viegas SF. Carpal kinematics during simulated active and passive motion of the wrist. *J hand Surg Am.* 2007;32A(7):1013-1019.
230. Stoesser H, Padmore C, Nishiwaki M, Gammon B, Langohr G, Johnson J. Biomechanical Evaluation of Carpal Kinematics during Simulated Wrist Motion. *J Wrist Surg.* 2016;06(02):113-119.
231. Moojen TM, Snel G, Ritt MJPF, Venema HW, Kauer JMG, Bos KE. Scaphoid Kinematics In Vivo. 2002:1003-1010.
232. Neu CP, Crisco JJ, Wolfe SW. In vivo kinematic behavior of the radio-capitate joint during wrist flexion-extension and radio-ulnar deviation. *J Biomech.* 2001;34(11):1429-1438.
233. Patterson RM, Nicodemus CL, Viegas SF, Elder KW, Rosenblatt J. High-speed, three-dimensional kinematic analysis of the normal wrist. *J Hand Surg Am.* 1998;23(3):446-453.
234. León López M. Estudio anatómico y funcional de los mecanismos de control muscular en las inestabilidades carpianas. Universidad de Barcelona. 2012.
235. Crisco J, Heard WMR, Rich RR, Paller DJ. The mechanical axes of the wrist are oriented obliquely to the anatomical axes. *J Bone Jt Surg.* 2011;93:169-177.
236. Kobayashi M, Berger R, Nagy L. Normal kinematics of carpal bones: A three-dimensional analysis of carpal bone motion relative to the radius. *J Biomech.* 1997;30(8):787-793.
237. Ishikawa J, Cooney WP, Niebur G, An KN, Minami A, Kaneda K. The effects of wrist distraction on carpal kinematics. *J Hand Surg Am.* 1999;24(1):113-120.
238. Wolfe SW, Neu C, Crisco JJ. In vivo scaphoid, lunate, and capitate kinematics in flexion and in extension. *J Hand Surg Am.* 2000;25(5):860-869.
239. Craig M A, Stanley JK. Wrist kinematics. Row, column or both? *J Hand Surg Br.* 1995;20(2):165-170.
240. García-Eliás M, Ribe M, Rodríguez J, Cots M, Casas J. Influence of joint laxity on scaphoid kinematics. *J Hand Surg Br.* 1995;20(3):379-382.
241. García-Eliás M, Alomar Serrallach X, Monill Serra J. Dart-throwing motion in patients with scapholunate instability: A dynamic four-dimensional computed tomography study. *J Hand Surg Eur Vol.* 2014;39(4):346-352.
242. Moritomo H, Apergis EP, García-Eliás M, Werner FW, Wolfe SW. International Federation of Societies for Surgery; The Hand 2013 Committee's Report on Wrist Dart-Throwing Motion. *J Hand Surg Am.* 2014;39(7):1433-1439.
243. Leventhal E, Moore DC, Akelman E. Carpal and forearm kinematics during a simulated hammering task. *J Hand Surg Am.* 2010;35(7):1097-1104.
244. Goto A, Moritomo H, Murase T. In vivo three-dimensional wrist motion analysis using magnetic resonance imaging and volume-based registration. *J Orthop Res.* 2005;23(750-6).
245. Tang J, Ryu J, Omokawa S, Kish V, Wearden S. Biomechanical changes of the wrist flexor and extensor tendons following loss of scaphoid integrity. *J Orthop Res.* 1997;15(1):69-75.
246. Shah D, Middleton C, Gurdezi S. Alterations to Wrist Tendon Forces Following Flexor Carpi Radialis or Ulnaris Sacrifice: A Cadaveric Simulator Study.; 2018.
247. Kursak K, Lattanza L, Diao E, Rempel D. In vivo flexor tendon forces increase with finger and wrist flexion during active finger flexion and extension. *J Orthop Res.* 2006;24(4):763-769.

- 248.** Erhart S, Lutz M, Arora R, Schmoelz W. Measurement of intraarticular wrist joint biomechanics with a force controlled system. *Med Eng Phys.* 2012;34(7):900-905.
- 249.** Farr L, Werner FW, McGrattan ML, Zwerling S, Harley BJ. Wrist tendon forces with respect to forearm rotation. *J Hand Surg Am.* 2013;38(1):35-39.
- 250.** Werner FW, Short WH, Palmer AK, Sutton LG. Wrist Tendon Forces During Various Dynamic Wrist Motions. *YJHSU.* 2010;35(4):628-632.
- 251.** Salvá-Coll G, García-Elías M, León-López MT, Llusà-Pérez M, Rodríguez-Baeza A. Effects of forearm muscles on carpal stability. *J Hand Surg Eur Vol.* 2011;36(7):553-559.
- 252.** Mendelson LS, Peckham H, Freehafer, Alvin A, Keith MW. Intraoperative assessment of wrist extensor. *J Hand Surg Am.* 1988;13A:832-836.



ANEXOS





A/A.: Dra. Patricia Gómez Barbero
Traumatología

Dña. Pilar Codoñer Franch, Presidenta del Comité Ético de Investigación en Medicamentos del Hospital Universitario Dr. Peset.

CERTIFICA:

Que este comité en su reunión celebrada el día 19 de diciembre de 2018 ha evaluado y ha aprobado el estudio titulado: Plastia de estabilización en la sustitución protésica parcial de escafoides.

Proyecto de investigación. Tesis doctoral

Código Ceim: 129/18

Valencia 2 de Enero de 2019



Fdo.: Dra. Pilar Codoñer Franch

D. José María Montiel Company, Profesor Contratado Doctor Interino del departamento de Estomatología, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 4 de mayo de 2017, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

"Plastia de estabilización en la sustitución protésica del escafoides carpiano", número de procedimiento H1494857074740,

cuya responsable es Dña. Patricia Gómez Barbero, dirigida por D. Daniel Montaner Alonso y D. José Luis Rodrigo Pérez,

ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a once de mayo de dos mil diecisiete.





Justificante de presentación electrónica de solicitud de patente

Este documento es un justificante de que se ha recibido una solicitud española de patente por vía electrónica utilizando la conexión segura de la O.E.P.M. De acuerdo con lo dispuesto en el art. 16.1 del Reglamento de ejecución de la Ley 24/2015 de Patentes, se han asignado a su solicitud un número de expediente y una fecha de recepción de forma automática. La fecha de presentación de la solicitud a la que se refiere el art. 24 de la Ley le será comunicada posteriormente.

Número de solicitud:	P201930102	
Fecha de recepción:	08 febrero 2019, 13:12 (CET)	
Oficina receptora:	OEPM Madrid	
Su referencia:	P31789ES00	
Solicitante:	UNIVERSITAT DE VALÈNCIA	
Número de solicitantes:	2	
País:	ES	
Título:	PRÓTESIS PARCIAL PARA EL HUESO ESCAFOIDES	
Documentos enviados:	Descripción.pdf (14 p.) Reivindicaciones.pdf (3 p.) Dibujos.pdf (4 p.) Resumen.pdf (1 p.) OLF-ARCHIVE.zip FEERCPT-1.pdf (3 p.)	package-data.xml es-request.xml application-body.xml es-fee-sheet.xml feesheet.pdf request.pdf
Enviados por:	EMAIL=patents@ponti.pro,CN=Joan Salva Ferrer,OU=www.verisign.com/repository/CPS Incorp. by Ref.\,LIAB.LTD(c)99,OU=WIPO Customer CA V2,O=World Intellectual Property Organization	
Fecha y hora de recepción:	08 febrero 2019, 13:12 (CET)	
Codificación del envío:	28:B1:75:1C:0D:2D:40:4C:8D:86:29:6E:ED:78:AB:5D:42:35:B5:B9	

